

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE
M.Ing.

PAR
ARNAUD BARRÉ

ESTIMATION DES FORCES DE CONTACT FÉMORO-TIBIALES LORS DE LA
MARCHE : COMPARAISON DE TROIS MODÈLES RÉDUCTIONNISTES

MONTREAL, LE 8 MAI 2007

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Rachid Aissaoui, directeur de mémoire

Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

Mme Natalia Nuño, codirectrice

Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Yvan Petit, président du jury

Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Paul Allard, examinateur

Département de kinésiologie à l'Université de Montréal

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

ESTIMATION DES FORCES DE CONTACT FÉMORO-TIBIALES LORS DE LA MARCHÉ : COMPARAISON DE TROIS MODÈLES RÉDUCTIONNISTES

Arnaud Barré

SOMMAIRE

Les forces de contact entre les condyles fémoraux et les condyles tibiaux se représentent sous la forme vectorielle par un point d'application, une amplitude et une orientation spatiale. De tels paramètres représentent un ensemble de données biomécaniques pouvant aider à l'amélioration de la compréhension de la dégénération du cartilage dans le genou ou du décèlement des prothèses de genou. Cependant, à l'heure actuelle, il est impossible de mesurer directement ces paramètres. Ainsi, la détermination des forces de contact fémoro-tibiales (FCFT) nécessite l'utilisation d'une modélisation biomécanique du membre inférieur. Il existe plusieurs méthodes permettant d'estimer les FCFT. En se focalisant sur la méthode de réduction, trois modèles permettant l'estimation des FCFT ont été développés. Toutefois, aucune comparaison de ces trois modèles n'a été recensée dans la littérature. Ainsi, rien n'indique si les FCFT estimées sont similaires quelque soit la modélisation utilisée. La présente étude propose donc de comparer ces trois modèles et de calculer leurs incertitudes pour déterminer quel est le modèle le plus adapté à l'analyse des FCFT lors de la marche.

L'estimation des FCFT est basée sur les essais de marche de sept participants jeunes et asymptomatiques (27.6 (4.3) ans ; 1.71 (0.10) m ; 73.5 (15.0) kg). Chaque sujet avait pour objectif à chaque acquisition de marcher pendant 20 secondes à leur vitesse confortable (4.0 (0.4) km/h) sur un tapis roulant. Les FCFT ont été estimées dans le plan sagittal du repère tibial et moyennées sur 15 cycles de marche. Le premier modèle (M1) prend en compte les groupes musculaires suivants : les ischiojambiers et les quadriceps. Le modèle M1 permet l'activation d'un seul muscle à la fois. Ce modèle est proposé en trois variantes (M1a, M1b, M1c) dues aux différentes études recensées dans la littérature proposant les bras de levier musculaires nécessaires. Le second modèle (M2) prend en compte les ischio-jambiers, les gastrocnémiens, ainsi que les quadriceps. Il permet l'activation d'un seul muscle à la fois comme le modèle M1. Le troisième modèle (M3) prend en compte les ischio-jambiers, le grand fessier, les gastrocnémiens ainsi que les quadriceps. Le modèle M3 permet l'activation simultanée des quatre groupes musculaires.

Des FCFT estimées par chaque modèle, cinq paramètres ont été extraient de la composante antéropostérieure (AP) et proximo-distale (PD). Les valeurs de ces paramètres ont été comparées et analysées statistiquement grâce à des analyses de variance (ANOVA) à mesures répétées. L'incertitude des composantes AP et PD des FCFT a été déterminée pour chaque modèle et sur l'intégralité des cycles de marche. Cette incertitude est semi-

analytique et se base sur le développement en série de Taylor des dérivées partielles des équations déterminant les FCFT.

Les résultats des paramètres extraient des composantes AP et PD des FCFT de chaque participant permettent de montrer que la modélisation du membre inférieur influe significativement sur l'estimation des FCFT obtenu par chaque modèle. Les éléments de la modélisation influençant significativement les résultats sont les bras de levier musculaires, l'ajout des gastrocnémiens, et le contrôle de l'activité musculaire. Le calcul de l'incertitude des FCFT estimées permet de déterminer la propagation de l'erreur de mesure. Ainsi, mis à part pour la composante AP des FCFT estimées par le modèle M1b, les erreurs maximales obtenues pour les composantes AP et PD des FCFT sont similaires entre les différents modèles développés dans la présente étude et demeurent inférieures à 10%.

Cette étude a clairement montré l'influence de l'estimation des FCFT lors d'une analyse de marche, et l'importance de la détermination de l'incertitude. Les résultats de cette étude identifient M3 comme le modèle se rapprochant le plus d'une étude récente où les FCFT ont été mesurés de manière *in vivo* sur un sujet portant une prothèse totale du genou.

FEMORAL-TIBIAL CONTACT FORCES ESTIMATION DURING GAIT : COMPARISON OF THREE REDUCTIONIST MODELS

Arnaud Barré

ABSTRACT

The forces acting at the femoral and tibial contact surfaces are usually defined by their resultant point of force application, magnitude and orientation. Such parameters will be useful in understanding the progression of degenerative knee pathologies like osteoarthritis and prosthesis development. However, femoral-tibial contact forces (FTCF) can not be measured directly *in vivo*. Hence, the estimation of the FTCF necessitates the use and the development of modeling approach. In literature, several models have been proposed in order to estimate the FCFT. Three modeling approach, using reduction method, were developed in this study. Since no comparative study was found in literature, the purpose of the present study was twofold : to compare the three modeling approach on the estimation of the FTCF as well as to quantify their uncertainties in order to indicate which model has the greatest potential to be used in gait analysis.

This study was conducted on a group of seven healthy young adults with a mean age, height, weight of 27.6 (4.3) years, 1.71 (0.10) m, 73.5 (15.0) kg respectively. All subjects were asked to walk on treadmill at their self-paced speed. While walking in steady-state, 3D kinematics and ground reaction forces were collected in a period of 20 seconds at average velocity of 4.0 (0.4) km/h. The FCFT were estimated in the sagittal plane and averaged for 15 gait cycles. The first model (M1) integrates two groups of muscles : the hamstring and the quadriceps muscles which were activated sequentially. This model was subdivided in three categories called respectively M1a, M1b and M1c. The latter differ only by their moment arm lever. The second model (M2) takes into account three groups of muscles : namely the hamstring, the quadriceps and the gastrocnemius muscle groups. Model M2 activates muscles group sequentially. Finally, the third model (M3) includes four muscle groups : the hamstring, the quadriceps, the gastrocnemius and the gluteus-maximus muscles. In model M3, the muscles are activated simultaneously.

For each model, a total of five parameters were extracted from proximal distal (PD) and anterior posterior (AP) components of the FCFT. The five parameters were compared separately using one-way analysis of variance (ANOVA) with repeated measures. The determination of model uncertainties was also quantified and analysed throughout the gait cycles. Uncertainty in the FCTF was determined on an analytical-based formulation of Taylor series of partial differential equations.

The results of this study show that there is a significant difference between models on PD and AP directions. The discrepancies between models were attributed mainly to moment

arm lever, muscles group number as well as to muscular activation control. The computation of model uncertainty allows the determination of the propagation error onto the FCFT estimation. Uncertainty analysis in PD and AP directions were similar and below 10% for all models except M1b model.

This study demonstrates the influence of modelling approach onto the estimation of the FTCTF, and the importance of uncertainty analysis on selection of the best model. Our data suggest that model M3 is in close agreement with recent *in vivo* study which measures the FTCTF in a single subject with total knee prosthesis.

AVANT-PROPOS ET REMERCIEMENTS

Ce mémoire de maîtrise est le fruit de plus de deux ans de travail au Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO). Il détaille la majorité des travaux accomplis dans le cadre d'une étude visant à estimer les forces de contact fémoro-tibiales lors de la marche. Ce mémoire se veut didactique en présentant toutes les formulations nécessaires pour estimer les forces de contact fémoro-tibiales à partir des acquisitions de données et du paramétrage utilisé au LIO. Entre autres, il expose pour la première fois l'ensemble des calculs nécessaires pour déterminer la cinématique et la cinétique articulaires à partir des données enregistrées par les systèmes d'acquisition utilisés au LIO. Ce mémoire a été rédigé avec soin et avec rigueur afin de représenter la qualité du travail effectué tout au long de l'étude. Cette maîtrise fut pour l'auteur la possibilité d'associer ses connaissances en ingénierie avec sa fascination pour le corps humain. Elle lui a aussi permis d'approfondir des domaines abordés dans sa formation ou d'en découvrir de nouveau tel que les technologies de la santé. Cette maîtrise lui a aussi permis d'évoluer dans une équipe de recherche composée d'ingénieurs et de cliniciens ayant des formations diverses et variées. Toutes les expériences vécues avec ce groupe de recherche ont été pour l'auteur extrêmement enrichissantes ainsi que très formatrices. En fait, les deux dernières années passées à travailler et à étudier au LIO ont été pour l'auteur les deux années les plus instructives de toute sa formation. Et cela, aussi bien sur le plan personnel que sur le plan professionnel. L'auteur espère pouvoir continuer dans ce sens durant de longues années, à pouvoir puiser dans ces flots de connaissances infinis que sont la Recherche et la Science. Finalement,

l'auteur espère que les lecteurs trouveront autant de plaisir à lire ce mémoire de maîtrise que lui à l'avoir écrit.

L'auteur tient à remercier une série de personnes ayant permis l'accomplissement de cette maîtrise ainsi que la rédaction de ces pages. En tout premier point, l'auteur aimerait remercier infiniment son amie Katia pour son support infaillible quelque soit la situation et le contexte. En espérant pouvoir en faire autant lorsqu'elle en aura besoin. L'auteur tient aussi à remercier ses parents pour leurs dévotions et leurs soutiens sans faille, Sylvie Verger pour lui avoir donné l'occasion de partir au Canada, Jacques de Guise pour lui avoir donné l'occasion de s'inscrire à la maîtrise. L'auteur remercie aussi énormément sa co-directrice, Natalia Nuño, pour avoir appuyé sa candidature à la maîtrise, pour l'avoir financé, pour l'avoir dirigé et surtout pour lui avoir permis d'intégrer le LIO en janvier 2004 dans le cadre d'un projet de fin d'études sur l'épaule, suivi d'un projet d'été sur la hanche. L'auteur exprime aussi toute sa reconnaissance à son directeur, Rachid Aissaoui, pour avoir appuyé sa candidature à la maîtrise, pour l'avoir financé et surtout pour l'avoir dirigé pendant toute la durée de la maîtrise. Ceci incluant de nombreuses soirées où il a pris le temps et a eu la patience de discuter avec l'auteur pour recadrer ses recherches et pour faire progresser ses connaissances en biomécanique. Un grand merci aussi à toute l'équipe dynamique et motivante du LIO qui a permis à l'auteur de se sentir à l'aise dès son arrivée. C'est grâce à l'ensemble de ces personnes, et bien d'autres encore, que l'auteur a acquis le goût de la recherche en biomécanique ainsi que sa motivation pour continuer dans ce domaine. Encore merci à tous.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
SOMMAIRE.....	i
ABSTRACT.....	iii
AVANT-PROPOS ET REMERCIEMENTS.....	v
TABLE DES MATIÈRES	vii
LISTE DES TABLEAUX.....	xi
LISTE DES FIGURES	xii
LISTE DES GRAPHIQUES	xiv
LISTE DES ABRÉVIATIONS ET SIGLES	xvii
NOMENCLATURE.....	xix
INTRODUCTION GÉNÉRALE.....	1
CHAPITRE 1 MISE EN CONTEXTE.....	3
1.1 Anatomie du genou.....	3
1.1.1 Articulations fémoro-tibiales	4
1.1.2 Articulation fémoro-patellaire	6
1.1.3 Capsule ligamentaire articulaire.....	7
1.2 Cinématique du genou.....	9
1.3 Forces de contact fémoro-tibiales.....	10
1.4 Analyse de la marche normale.....	11
1.5 Estimation des forces de contact fémoro-tibiales lors de la marche	13
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS	15
CHAPITRE 3 ÉTAT DE L'ART	19
3.1 Estimation des forces de contact fémoro-tibiales par méthode de réduction	19
3.2 Synthèse des études estimant les forces de contact fémoro-tibiales	23
CHAPITRE 4 MÉTHODOLOGIE.....	27

4.1	Acquisition de données.....	28
4.1.1	Calcul des matrices de passage exprimant dans le repère global les mouvements du repère lié à chaque corps rigide.....	31
4.1.2	Calcul des trajectoires des centres articulaires du membre inférieur analysé.....	32
4.1.3	Calcul de l'orientation des repères segmentaires pour le membre inférieur analysé	33
4.1.4	Calcul de la cinématique des articulations du membre inférieur analysé.....	34
4.1.5	Calcul des forces et des moments d'action du pied sur le sol exprimés au point d'application	35
4.2	Estimation des forces et des moments inter-segmentaires dans le membre inférieur lors de la marche.....	40
4.2.1	Description du calcul récursif des torseurs inter-segmentaires du membre inférieur dans le repère global.....	40
4.2.1.1	Détermination du torseur proximal du pied	43
4.2.1.2	Généralisation de la détermination du torseur proximal dans le repère global	47
4.2.2	Calcul des paramètres nécessaires au calcul des torseurs inter-segmentaires du membre inférieur.....	47
4.2.2.1	Calcul de l'accélération linéaire des segments.....	48
4.2.2.2	Calcul de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire des segments	49
4.2.2.3	Calcul de la matrice d'inertie d'un segment dans le repère global.....	50
4.2.2.4	Calcul des paramètres segmentaires dans les repères segmentaires	50
4.2.3	Expression des torseurs inter-segmentaires dans les repères segmentaires respectifs	52
4.2.4	Calcul des torseurs inter-segmentaires à partir d'un fichier C3D	54
4.3	Estimations des forces de contact fémoro-tibiales lors de la marche...	54
4.3.1	Description du modèle M1	54
4.3.1.1	Modèle M1a : utilisation des bras de levier de Smidt (1973)	61
4.3.1.2	Modèle M1b : utilisation des bras de levier de Herzog et Read (1993)	63
4.3.1.3	Modèle M1c : utilisation des bras de levier de Devita et Hortobagyi (2001)	65
4.3.2	Description du modèle M2	66
4.3.3	Description du modèle M3	71
4.3.3.1	Détermination de la force des gastrocnémiens.....	73
4.3.3.2	Détermination de la force des ischio-jambiers.....	76
4.3.3.3	Détermination de la force du ligament rotulien.....	79
4.3.3.4	Détermination des FCFT.....	81
4.4	Normalisation des forces de contact fémoro-tibiales.....	83
4.5	Définition des paramètres pour la comparaison des modèles	83

4.6	Analyse de l'incertitude des modèles estimant les forces de contact fémoro-tibiales	86
4.6.1	Description générale du calcul de l'incertitude d'un paramètre	86
4.6.2	Calcul de l'incertitude pour les variantes du modèle M1	88
4.6.2.1	Calcul de l'incertitude du modèle M1a.....	89
4.6.2.2	Calcul de l'incertitude du modèle M1b.....	90
4.6.2.3	Calcul de l'incertitude du modèle M1c.....	92
4.6.3	Calcul de l'incertitude du modèle M2	93
4.6.4	Calcul de l'incertitude du modèle M3	94
4.6.4.1	Ischio-jambiers et gastrocnémiens non activés	94
4.6.4.2	Ischio-jambiers et gastrocnémiens activés simultanément.....	95
4.6.4.3	Gastrocnémiens activés seuls	98
4.6.4.4	Ischio-jambiers activés seuls.....	99
4.6.4.5	Formulation générale du calcul de l'incertitude pour le modèle M3.....	100
4.6.5	Détermination de l'incertitude des paramètres d'entrées.....	101
CHAPITRE 5	RÉSULTATS	105
5.1	Description des forces de contact fémoro-tibiales estimées	105
5.1.1	Estimation des forces de contact fémoro-tibiales lors de la marche par le modèle M1a.....	106
5.1.2	Estimation des forces de contact fémoro-tibiales lors de la marche par le modèle M1b	113
5.1.3	Estimation des forces de contact fémoro-tibiales lors de la marche par le modèle M1c.....	120
5.1.4	Estimation des forces de contact fémoro-tibiales lors de la marche par le modèle M2	127
5.1.5	Estimation des forces de contact fémoro-tibiales lors de la marche par le modèle M3	134
5.2	Comparaison des modèles	141
5.3	Résultats sur les incertitudes des modèles	149
CHAPITRE 6	DISCUSSION	155
CONCLUSION	167
ANNEXE 1	Caractéristiques des participants de l'étude inter-juge	170
ANNEXE 2	Suppression de la dérive dans les plateformes de forces durant la marche.....	172
ANNEXE 3	Organigramme de l'adaptation des données nécessaires au calcul des torseurs inter-segmentaires.....	176

ANNEXE 4	Paramètres des équations de regressions polynomiales obtenues pour les données de Devita et Hortobagyi (2001) – I.....	178
ANNEXE 5	Paramètres des équations de regressions polynomiales obtenues pour les données de Smidt (1973)	180
ANNEXE 6	Paramètres des équations de regressions polynomiales obtenues pour les données de Devita et Hortobagyi (2001) – II.....	182
ANNEXE 7	Sommets postéro-antérieures et proximo-distales moyens pour chaque modèle et chaque participant	184
BIBLIOGRAPHIE	187

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau I	Synthèse des études estimant les FCFT 24
Tableau II	Données anthropométriques pour le calcul des PSC 53
Tableau III	Bras de levier et angles utilisés par le modèle M1a 62
Tableau IV	Bras de levier et angles utilisés par le modèle M1b 64
Tableau V	Incertitudes des paramètres nécessaires au calcul de l'incertitude des FCFT estimées..... 104
Tableau VI	Moyennes et écart-types des paramètres extraits des composantes PA et PD des FCFT estimées pour chaque modèle estimant les FCFT 146
Tableau VII	Résultats des ANOVA à mesures répétées pour déterminer l'effet modèle..... 146
Tableau VIII	Comparaison des modèles pour déterminer les effets bras de levier, gastrocnémiens et contrôle musculaire 148
Tableau IX	Caractéristiques des participants de l'étude inter-juge 171
Tableau X	Bras de levier et angles utilisés par les modèle M1c, M2 et M3..... 179
Tableau XI	Bras de levier et angles utilisés pour le calcul de l'incertitude des résultats estimés par le modèle M1a 181
Tableau XII	Bras de levier et angles utilisés par le calcul de l'incertiude des résultats déterminés par les modèles M1c, M2 et M3 183
Tableau XIII	Sommets postérieur et antérieur moyens pour chaque modèle et chaque participant 185
Tableau XIV	Sommets distals moyens pour chaque modèle et chaque participant . 186

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1	Représentation des trois plans anatomiques du corps humain 3
Figure 2	Représentation des articulations fémoro-tibiales médiale et latérale 4
Figure 3	Contact de la patella sur le fémur..... 6
Figure 4	Vue frontale des ligaments croisés et des ligaments collatéraux du genou 8
Figure 5	Représentation des forces de contact fémoro-tibiales 11
Figure 6	Durée des phases lors d'un cycle de marche 12
Figure 7	Illustration d'une acquisition de marche au LIO..... 30
Figure 8	Représentation d'une plateforme de force 36
Figure 9	Illustration de la différence entre le COP et le PWA 36
Figure 10	Passage du repère de la plateforme au repère global 39
Figure 11	Représentation du modèle de dynamique inverse utilisé pour le membre inférieur 42
Figure 12	Représentation des torseurs externes appliqués sur le segment du pied 43
Figure 13	Illustration du modèle biomécanique M1 56
Figure 14	Illustration du modèle biomécanique M2 68
Figure 15	Modélisation des efforts dans les muscles fléchisseurs du pied 73
Figure 16	Modélisation de la ligne d'action des muscles fléchisseurs du pied 76
Figure 17	Modélisation des efforts dans les ischio-jambiers et dans le grand fessier 77
Figure 18	Modélisation des moments internes dans l'articulation du genou 79

Figure 19	Représentation des forces exerçant une contrainte sur le tibia proximal	82
Figure 20	Paramètres de la composante PA des FCFT.....	84
Figure 21	Paramètres de la composante PD des FCFT	85
Figure 22	Propagation de l'erreur de mesure et du biais de mesure sur un résultat expérimental	87
Figure 23	Organigramme de la suppression des dérives dans les jauges de contrainte incluses dans une bande du tapis roulant	173
Figure 24	Organigramme de la sous-fonction déterminant la dérive des composantes verticales	174
Figure 25	Organigramme de la sous-fonction déterminant la dérive des composantes horizontales.....	175
Figure 26	Organigramme de l'adaptation des données nécessaires au calcul des torseurs inter-segmentaires.....	177

LISTE DES GRAPHIQUES

	Page
Graphique 1 Courbe moyenne et écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1a ($n = 7$)	106
Graphique 2 Courbe moyenne de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1a pour chaque participant	108
Graphique 3 Courbe moyenne et écart-type de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1a ($n = 7$).....	109
Graphique 4 Courbe moyenne de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1a pour chaque participant	110
Graphique 5 Représentation de la norme des FCFT estimées par le modèle M1a avec l'angle de F/E du genou et les forces musculaires déterminées.....	112
Graphique 6 Courbe moyenne et écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1b ($n = 7$).....	113
Graphique 7 Courbe moyenne de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1b pour chaque participant	115
Graphique 8 Courbe moyenne et écart-type de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1b ($n = 7$)	116
Graphique 9 Courbe moyenne de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1b pour chaque participant	117
Graphique 10 Représentation de la norme des FCFT estimées par le modèle M1b avec l'angle de F/E du genou et les forces musculaires déterminées.....	119
Graphique 11 Courbe moyenne et écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1c ($n = 7$).....	120
Graphique 12 Courbe moyenne de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1c pour chaque participant	122

Graphique 13	Courbe moyenne et écart-type de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1c ($n = 7$).....	123
Graphique 14	Courbe moyenne de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1c pour chaque participant	124
Graphique 15	Représentation de la norme des FCFT estimées par le modèle M1c avec l'angle de F/E du genou et les forces musculaires déterminées.....	126
Graphique 16	Courbe moyenne et écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M2 ($n = 7$)	127
Graphique 17	Courbe moyenne de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M2 pour chaque participant.....	129
Graphique 18	Courbe moyenne et écart-type de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M2 ($n = 7$).....	130
Graphique 19	Courbe moyenne de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M2 pour chaque participant.....	131
Graphique 20	Représentation de la norme des FCFT estimées par le modèle M2 avec l'angle de F/E du genou et les forces musculaires déterminées.....	133
Graphique 21	Courbe moyenne et écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M3 ($n = 7$)	134
Graphique 22	Courbe moyenne de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M3 pour chaque participant.....	136
Graphique 23	Courbe moyenne et écart-type de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M3 ($n = 7$).....	137
Graphique 24	Courbe moyenne de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M3 pour chaque participant.....	138
Graphique 25	Représentation de la norme des FCFT estimées par le modèle M3 avec l'angle de F/E du genou et les forces musculaires déterminées.....	140

Graphique 26	Courbes moyennes superposées de la composante PA des FCFT estimées par les modèles M1a, M1b, M1c, M2 et M3 ($n = 7$).....	141
Graphique 27	Courbes moyennes et écart-types de la composante PA des FCFT estimées par les modèles M1a, M1b, M1c, M2 et M3 ($n = 7$).....	143
Graphique 28	Courbes moyennes superposées de la composante PD des FCFT estimées par les modèles M1a, M1b, M1c, M2 et M3 ($n = 7$).....	144
Graphique 29	Courbes moyennes et écart-types de la composante PD des FCFT estimées par les modèles M1a, M1b, M1c, M2 et M3 ($n = 7$).....	145
Graphique 30	Courbes moyennes de l'incertitude de la composante PA des FCFT estimées par les modèles M1a, M1b, M1c, M2 et M3 pour chaque participant	151
Graphique 31	Courbes moyennes de l'incertitude normalisée de la composante PA des FCFT estimées par les modèles M1a, M1b, M1c, M2 et M3 pour chaque participant	152
Graphique 32	Courbes moyennes de l'incertitude de la composante PD des FCFT estimées par les modèles M1a, M1b, M1c, M2 et M3 pour chaque participant	153
Graphique 33	Courbes moyennes de l'incertitude normalisée de la composante PD des FCFT estimées par les modèles M1a, M1b, M1c, M2 et M3 pour chaque participant	154
Graphique 34	Représentation de la compression fémoro-tibiale pour un participant lors de la phase d'appui d'une activité de marche	160

LISTE DES ABRÉVIATIONS ET SIGLES

3D	tridimensionnel, trois dimensions
Abd/Add	abduction/adduction
ANOVA	<i>analysis of variance</i> – analyse de variance
AP	antéro-postérieur
APST	aire physiologique de la section transverse
ASCII	<i>american standard code for information interchange</i>
BW	<i>Bbdy weight</i> – poids du corps
CCD	<i>coupled charge device</i>
CIR	centre instantané de rotation
CM	centre de masse
COP	<i>center of pressure</i> – centre de pression
ddl	degrés de liberté
ÉTS	École de technologie supérieure
FCFT	force de contact fémoro-tibiales
F/E	flexion/extension
LCA	ligament croisé antérieur
LCL	ligament collatéral latéral
LCM	ligament collatéral médial
LCP	ligament croisé postérieur
LE	<i>little endian</i>
LIO	Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie
LM	latéro-médial

ML	médio-latéral
PA	postéro-antérieur
PD	proximo-distal
PSC	paramètres segmentaires corporels
PTG	prothèse totale de genou
PWA	<i>point of wrench application</i> – point d’application du torseur
Ri/Re	rotation interne/rotation externe
RMS	<i>root mean square</i>

NOMENCLATURE

\vec{a}_P^r	représentation mécanique de l'accélération du point P dans le repère r
\mathbf{a}_P^r	représentation matricielle de l'accélération du point P dans le repère r
$\vec{\alpha}_P^r$	représentation mécanique de l'accélération angulaire du solide s dans le repère r
α_s^r	représentation matricielle de l'accélération angulaire du solide s dans le repère r
\vec{b}_P^r	représentation mécanique du bras de levier passant par l'origine du repère r et perpendiculaire à la force exercée au point P
\mathbf{b}_P^r	représentation matricielle du bras de levier passant par l'origine du repère r et perpendiculaire à la force exercée au point P
$\tilde{\mathbf{B}}_P^r$	matrice anti-symétrique dans \mathbb{M}^3 contenant les coordonnées du bras de levier (\mathbf{b}_P^r)
CA_s	centre articulaire du segment s
CR_x	repère lié au corps rigide CR_x
$\mathbf{E}_{3 \times 3}$	matrice identité dans \mathbb{M}^3
$\vec{F}_{(S1 \rightarrow S2)}^r$	représentation mécanique de la somme des contraintes du solide $S1$ exercée sur le solide $S2$ dans le repère r
$\mathbf{f}_{(S1 \rightarrow S2)}^r$	représentation matricielle de la somme des contraintes du solide $S1$ exercée sur le solide $S2$ dans le repère r
\mathbf{I}_s^r	matrice dans \mathbb{M}^4 représentant le tenseur d'inertie du solide s dans le repère r
\mathbb{M}^n	ensemble des matrices carrées réelles de dimensions n
\mathbf{M}_{points}^b	matrice contenant les coordonnées 3D de points exprimées dans une base (un repère) b

\vec{M}_O^r	représentation mécanique du moment au point O exprimé dans r
m_O^r	représentation matricielle du moment au point O exprimé dans r
\vec{p}_A^g	représentation mécanique du vecteur position du point A exprimé dans le repère global (g)
p_A^g	représentation matricielle du vecteur position du point A exprimé dans le repère global (g)
P_l^g	matrice de passage permettant d'écrire des formules de changement de base (de l à g dans cet exemple) pour les représentations matricielles des vecteurs.
R_s^g	matrice dans \mathbb{M}^3 représentant l'orientation du segment s dans le repère global
r_{ij}^s	élément de la matrice R_s^g situé à la i ème ligne et j ème colonne
$\left\{ T_{(S1 \rightarrow S2)} \right\}_O^r$	représentation mécanique d'un torseur symbolisant ici les actions du solide $S1$ sur le solide $S2$ au point O dans le repère r
$0_{3 \times 3}$	matrice nulle dans \mathbb{M}^3
$\vec{\omega}_s^r$	représentation mécanique de la vitesse angulaire du solide s dans le repère r
ω_s^r	représentation matricielle de la vitesse angulaire du solide s dans le repère r
$\tilde{\Omega}_s^r$	matrice anti-symétrique dans \mathbb{M}^3 contenant les coordonnées de la vitesse angulaire du segment s dans le repère r (ω_s^r)

INTRODUCTION

Le complexe du genou est la cavité articulaire la plus volumineuse du corps humain (Platzer, 2001; Magee, 1997; Marieb, 1993; Nordin et Frankel, 2001). Il est composé majoritairement du fémur, de la patella et du tibia. Ces os encapsulés dans la cavité articulaire du genou sont les principaux constituants des trois articulations du genou. Ces articulations se nomment : articulation fémoro-patellaire, articulation fémoro-tibiale médiale et articulation fémoro-tibiale latérale. Ces deux dernières articulations symbolisant les mouvements entre le fémur et le tibia, on parle souvent d'une seule articulation fémoro-tibiale avec un compartiment médial et un compartiment latéral. L'utilisation de chaque représentation est admise, car elles indiquent à chaque fois qu'il y a contact entre le fémur et le tibia en deux zones distinctes. Ces contacts entre le fémur et le tibia sont influencés par l'anatomie du genou (Draganich et al., 1987; Walker et al., 1988; Pinskerova et al., 2004; Freeman et Pinskerova, 2005; Walker et al., 2006) et par la tâche effectuée (Wretenberg et al., 2002; Anderst et Tashman, 2003; Li et al., 2005; Freeman et Pinskerova, 2005). Une description plus détaillée du complexe du genou est donc nécessaire avant de décrire mécaniquement les contacts fémoro-tibiaux et les forces engendrées par ceux-ci dans un contexte dynamique de marche. Ces forces dites de contact entre le fémur et le tibia sont une des résultantes du système musculo-squelettique. Les forces de contact fémoro-tibiales (FCFT) ont un effet sur le remodelage osseux (Frost, 1999), sur le rétablissement de l'os après une fracture (Carter et al., 1998; Claes et al., 1998) ou encore sur la densité minérale osseuse (Provenzano et al., 2003). Cependant, dû à la complexité de la répartition des forces dans le système musculo-squelettique (forces musculaires, forces ligamentaires et forces de contact articulaires), il est difficile de connaître l'effet exact des FCFT. Même si dernièrement D'Lima et al. (2006) ont mesuré la compression du fémur sur le tibia lors de la marche grâce à une prothèse totale de genou (PTG) instrumentée, il n'est pas possible d'extrapoler leurs résultats à des populations saines ou pathologiques. Le caractère effractif de la mesure des FCFT rend impossible toute analyse sur des populations autres

que celle devant recevoir une PTG. De plus, cette mesure n'indique pas le déplacement des contacts dans les articulations fémoro-tibiales mais le barycentre de ces contacts. La détermination des FCFT pour toute autre population nécessite donc l'utilisation d'un modèle biomécanique. Afin de comprendre les subtilités de la modélisation biomécanique du membre inférieur pour estimer les FCFT lors de la marche, on utilise une méthode de réduction. Cette méthode consiste à réduire le nombre d'inconnue pour obtenir une solution unique du problème. Depuis l'étude de Morrison (1968) qui estima pour la première fois les FCFT, et cela pour une analyse de marche normale sur corridor, de nombreux modèles réductionnistes ont estimé les FCFT lors d'une analyse de marche. Cependant, la modélisation du membre inférieur diffère énormément, allant du genou, au membre inférieur, de 2 groupes musculaires à 3 groupes musculaires, avec ou sans ligaments, avec ou sans modélisation du déplacement des contacts fémoro-tibiaux, etc. Ces études estimant les FCFT de 1.8 fois le poids du corps (BW) (Komistek et al., 1998) à 4.0 BW (Morrison, 1968) lors d'une analyse de marche normale ne sont pas comparable entre elles dû aux différentes populations étudiées ainsi qu'aux différentes vitesses de marche. Il n'est donc pas possible de savoir si cette différence d'amplitude des FCFT est dépendante de la population analysée, de sa vitesse de marche ou de la modélisation du membre inférieur. Pour résoudre ce dilemme, une possibilité serait d'estimer les FCFT d'une population asymptomatique à partir de différents modèles de réduction. Ainsi, il serait possible de connaître l'influence de la modélisation biomécanique du membre inférieur sur l'estimation des FCFT lors de la marche normale.

CHAPITRE 1

MISE EN CONTEXTE

1.1 Anatomie du genou

Le complexe du genou est un système multi-articulaire interdépendant influencé par la géométrie et la composition fibreuse des articulations fémoro-tibiales, par l'articulation fémoro-patellaire et par la capsule ligamentaire articulaire. La détermination des contacts inter-osseux du genou et plus précisément les contacts des articulations fémoro-tibiales demandent donc de comprendre l'architecture du genou. Cette architecture ainsi que tous les éléments présentés dans cette étude seront décrits suivant trois plans anatomiques et trois axes anatomiques, comme l'illustre la figure 1.

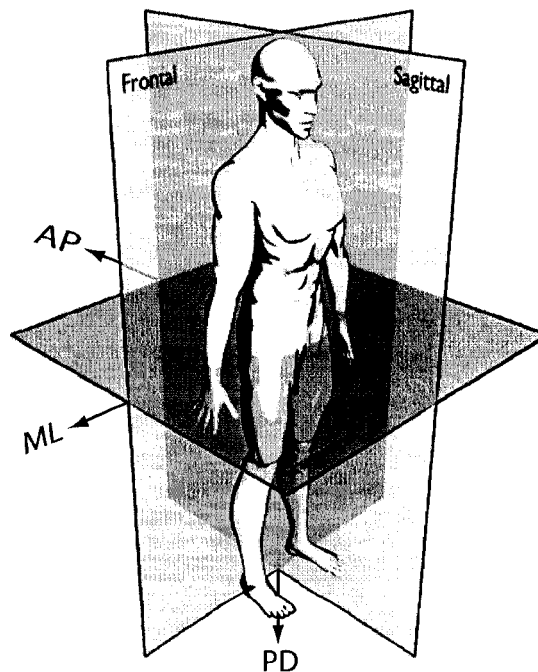


Figure 1 Représentation des trois plans anatomiques du corps humain

Le corps humain ainsi que ses membres sont décrits suivant le plan sagittal, le plan frontal et le plan transversal. L'intersection de ces plans crée l'axe antéro-postérieur (AP), l'axe proximo-distal (PD) et l'axe médio-latéral (ML).

1.1.1 Articulations fémoro-tibiales

Les articulations fémoro-tibiales représenté par la figure 2 sont situées entre les condyles fémoraux et les condyles tibiaux. La géométrie de ces condyles crée des surfaces articulaires fémoro-tibiales incongruentes et discordantes (Dufour et Pillu, 2005).

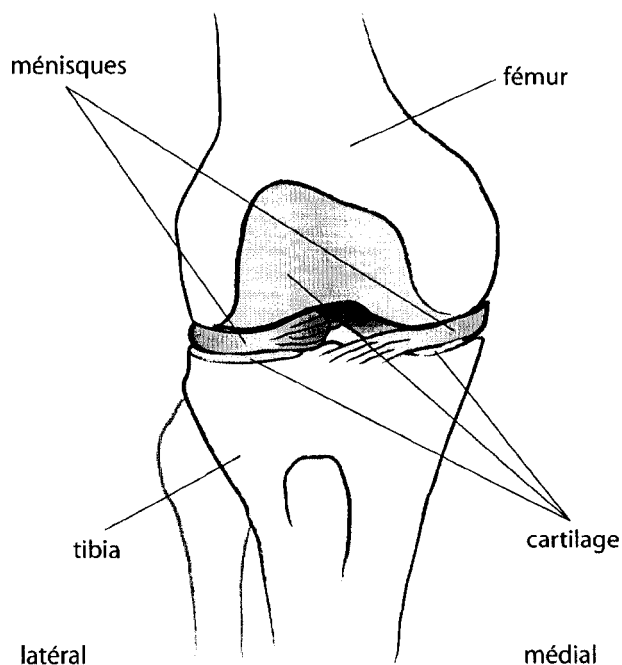


Figure 2 Représentation des articulations fémoro-tibiales médiale et latérale

Les condyles fémoraux se trouvent dans la partie distale du fémur. En vue antérieure, les condyles fémoraux sont reliés ensemble par la trochlée fémorale. En vue postérieure, ils sont séparés par l'échancrure intercondylienne. Qualitativement, les condyles fémoraux sont de forme convexe et sont dissymétriques dans les plans frontal, sagittal et transversal. Le condyle fémoral latéral est plus proéminent que le condyle fémoral médial, mais ce

dernier est situé plus bas (Dufour et Pillu, 2005). Quantativement, de nombreuses études (Nuño et Ahmed, 2001, 2003; Pinskerova et al., 2000a; Iwaki et al., 2000; Martelli et Pinskerova, 2002) représentent les condyles fémoraux par deux arcs de cercles dans le plan sagittal. Chaque condyle fémoral est représenté par un premier arc de cercle obtenu entre 0° et 20° de flexion du genou et par un second arc de cercle entre 20° et 120° de flexion du genou. Les rayons des deux arcs de cercle du condyle fémoral latéral sont légèrement plus importants (Nuño et Ahmed, 2001, 2003). Ils correspondent respectivement à un ratio de 1.08 et 2.00 fois le rayon du premier arc de cercle du condyle fémoral médial alors que le second arc de cercle du condyle fémoral médial à un rapport de 1.75 (Nuño et Ahmed, 2003). La géométrie du condyle fémoral médial dans les plans frontal et transversal est représentée par un arc de cercle similaire à celui obtenu dans le plan sagittal entre 0° et 120° de flexion du genou (Martelli et Pinskerova, 2002). Ainsi, postérieurement, le condyle fémoral médial est représenté comme une sphère (Martelli et Pinskerova, 2002). La vue frontale du fémur montre un condyle fémoral latéral aplati (Martelli et Pinskerova, 2002).

Les condyles tibiaux sont situés sur la face proximale du tibia. Ces surfaces articulaires que l'on nomme aussi plateaux tibiaux sont séparées par l'éminence intercondylienne. La surface du condyle tibial latéral se distingue de celle du condyle tibial médial. Dans le plan transversal, la première a la forme d'un disque alors que la seconde évoque une surface elliptique (Platzer, 2001). Dans le plan frontal et sagittal, le condyle tibial latéral est concave alors que le condyle tibial médial est convexe (Williams et Logan, 2004; Dufour et Pillu, 2005).

Pour compenser l'incongruence des articulations fémoro-tibiales, un épais revêtement cartilagineux est ajouté aux condyles fémoraux, à la trochlée fémorale ainsi qu'aux condyles tibiaux. Des ménisques s'interposent entre le cartilage des condyles fémoraux et le cartilage des condyles tibiaux. Le ménisque médial en forme de "C" est fixé sur le bord médial du tibia tandis que le ménisque latéral en forme de "O" est fixé sur le bord latéral du tibia (Dufour et Pillu, 2005). Ces ménisques ont des bords extérieurs plus épais que les bords

intérieurs. L'épaisseur de ces condyles permet d'avoir des condyles tibiaux plus profonds pour une meilleure congruence avec les condyles fémoraux. Les contraintes fémorales sont donc réparties sur une surface tibiale plus importante (Nordin et Frankel, 2001; Dufour et Pillu, 2005), augmentant de 3 à 5 fois par rapport à un contact ne comprenant que le fémur et le tibia (Brinckmann et al., 2002). Les articulations fémoro-tibiales sont chacune constituées d'un condyle fémoral et tibial, de leur cartilage et d'un ménisque (cf. figure 2).

1.1.2 Articulation fémoro-patellaire

L'articulation fémoro-patellaire se situe entre la face antérieure de l'extrémité distale du fémur et la face postérieure de la patella. La patella a la plus épaisse couche de cartilage du corps humain (Magee, 1997). Comme le montre la figure 3 et comme l'indique Nordin et Frankel (2001) ou encore Brinckmann et al. (2002), la face postérieure de la patella peut être en contact avec la trochlée fémorale (position debout : 0°) ou avec les condyles fémoraux (flexion complète : 120°) en fonction de l'angle du fémur par rapport au tibia.

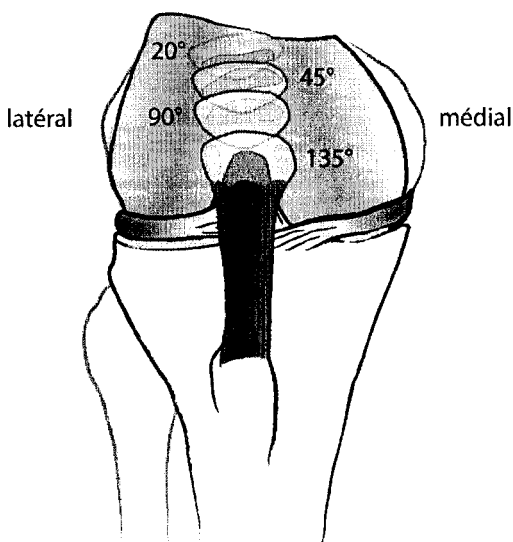


Figure 3 Contact de la patella sur le fémur – inspiré de Brinckmann et al. (2002)

1.1.3 Capsule ligamentaire articulaire

Afin de protéger ces articulations, le genou contient une capsule articulaire d'architecture complexe. La capsule articulaire est composée d'une douzaine de bourses séreuses (Marieb, 1993; Platzer, 2001), de structure adipeuse, d'une membrane synoviale et d'une membrane fibreuse. Grâce à la membrane synoviale, les articulations fémoro-tibiales et l'articulation fémoro-patellaire baignent dans un liquide synovial permettant leur lubrification. La face antérieure de la capsule articulaire se fixe sur la patella et le ligament rotulien. L'origine de ce ligament se trouve sur l'apex de la patella et son insertion se fait sur la tubérosité tibiale. Ce ligament est le prolongement du tendon des muscles du quadriceps. La capsule articulaire est renforcée de ligaments intracapsulaires et extracapsulaires. Ces ligaments sont les stabilisateurs statiques du genou. Les ligaments intracapsulaires sont au nombre de deux et sont situés entre les condyles fémoraux et les condyles tibiaux, à l'extérieur de la membrane synoviale ; cette dernière les englobant. Ces ligaments en forme de "X" dans le plan frontal et sagittal (cf. figure 4a) sont communément appelés ligament croisé antérieur (LCA) et ligament croisé postérieur (LCP). Le LCA s'étend de la base antérieure de l'éminence intercondylienne du tibia à la face interne du condyle fémoral latéral. Le LCP a pour origine la face interne du condyle fémoral médial et pour insertion la base postérieure de l'éminence intercondylienne. Chaque ligament est composé de fibres antéro-médiales et postéro-latérales entrecroisées. Ces ligaments permettent de limiter la translation antéro-postérieure du tibia. Le ligament collatéral latéral (LCL) tendu de l'épicondyle latéral du fémur à la tête de la fibula et le ligament collatéral médial (LCM) allant de l'épicondyle médial du fémur au condyle médial du tibia sont deux des quatre ligaments extracapsulaires. Si leur forme est asymétrique (cf. figure 4b), ils ont cependant des caractéristiques mécaniques communes (Dufour et Pillu, 2005). Le LCL et le LCM sont en tension lors de la flexion/extension du genou, en relâchement lors de la rotation interne du tibia et de nouveau en tension lors de la rotation externe du tibia. Le ligament poplité oblique et le ligament poplité arqué sont les deux autres ligaments extracapsulaires

du genou. Ils sont respectivement la terminaison du tendon du muscle semi-membraneux et du muscle poplité.

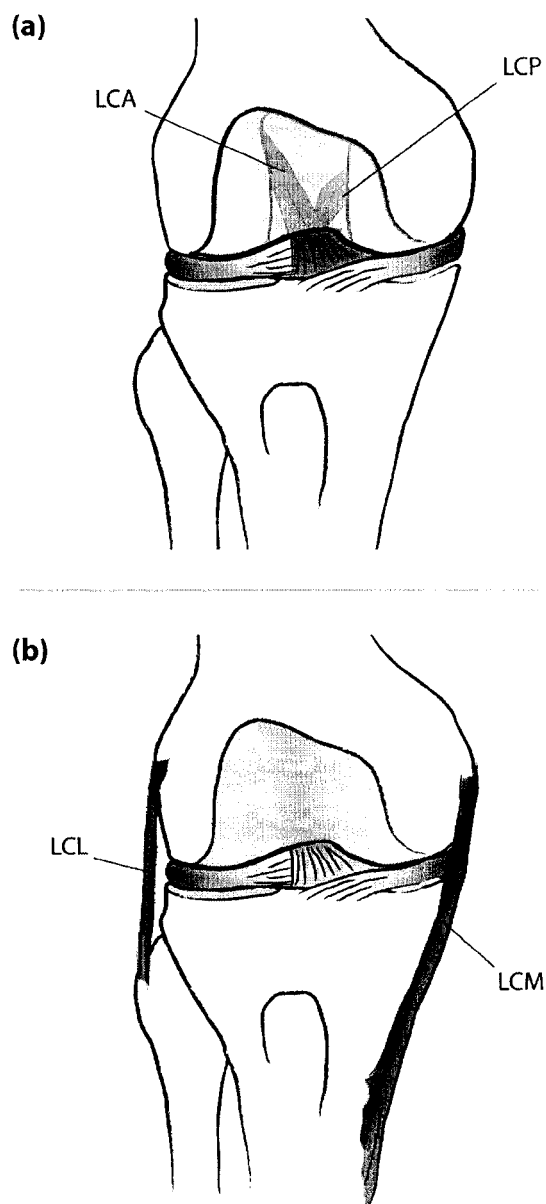


Figure 4 Vue frontale (a) des ligaments croisés et (b) des ligaments collatéraux du genou – inspiré de Platzer (2001)

Le renforcement de la capsule articulaire du genou est aussi assuré par des tendons. Ceux-ci sont le prolongement des principaux muscles de la cuisse : le quadriceps et le semi-membraneux (Marieb, 1993). Ils représentent les stabilisateurs actifs du genou.

1.2 Cinématique du genou

Même si le complexe du genou est multi-articulaire, la cinématique du genou se limite souvent à l'étude du mouvement entre le fémur et le tibia représenté par une seule articulation. Depuis le début du siècle jusqu'à aujourd'hui, la représentation mécanique du genou est passée d'une liaison pivot dans le plan sagittal à une liaison complexe contenant 6 degrés de liberté avec un centre asymétrique, situé vers le condyle fémoral médial (Freeman et Pinskerova, 2005). Cette articulation spatiale à 6 degrés de liberté (Bull et Amis, 1998) peut effectuer trois rotations et trois translations suivant les axes antéro-postérieur (AP), médio-latéral (ML) et proximo-distal (PD) du repère lié au fémur. Les rotations sont respectivement définies comme l'abduction/adduction (Abd/Add) du genou, la flexion/extension (F/E) du genou et la rotation interne/externe (Ri/Re) du genou (Bull et Amis, 1998). L'origine de ce repère calculée parfois comme un centre instantané de rotation (Smidt, 1973), un centre fonctionnel (Hagemeister et al., 2005) ou comme le centre des facettes fléchisseuses (Iwaki et al., 2000) est située entre les condyles fémoraux. La cinématique du genou est contrôlée par les tissus mous, la géométrie des os et les muscles les enveloppant (Bull et Amis, 1998). La mesure des mouvements du fémur et du tibia est obtenue par des systèmes d'acquisitions externes permettant de les analyser sous la forme d'angles d'Euler, d'axes hélicoïdaux, d'axes instantanés, etc. (Freeman et Pinskerova, 2005). Cependant, les mouvements obtenus par ces systèmes externes sont influencés par le mouvement artéfact de la peau limitant ainsi l'exactitude des mesures obtenues (Reinschmidt et al., 1997a,b; Ganjikia et al., 2000; Della Croce, 2006). À noter que ces mouvements relatifs du tibia par rapport au fémur ne sont pas représentatifs des mouvements des contacts fémoraux-tibiaux (Iwaki et al., 2000).

1.3 Forces de contact fémoro-tibiales

Les forces de contact fémoro-tibiales (FCFT) représentent les actions de mise en charge du fémur sur le tibia (cf. figure 5). Plus précisément, ces sont les actions du fémur se répartissant dans les condyles fémoraux ; propagées ensuite dans le cartilage fémoral ; transférées par la suite aux ménisques et au cartilage tibial ; transmet finalement aux condyles tibiaux. On simplifie le terme de force de contact fémoro-cartilo-ménisco-tibiale par FCFT pour plusieurs raisons. Premièrement, le cartilage de chaque os est solidement fixé à celui-ci pour le protéger et améliorer les mouvements des articulations. Deuxièmement, la géométrie des ménisques n'empêche pas le contact du cartilage fémoral sur le cartilage tibial. Les FCFT sont localisées au centre des surfaces mises en contact dans l'articulation fémoro-tibiale médiale et dans l'articulation fémoro-tibiale latérale. Ces centres sont définis comme les points d'application des FCFT. Un point d'application est un des éléments définissant une force sous sa forme vectorielle. Il permet de situer dans l'espace la position de cette force. Pour définir une force sous une représentation vectorielle, il est nécessaire de connaître en plus de son point d'application, sa norme et son orientation. La norme peut se représenter graphiquement comme la "grandeur" d'une force tandis que l'orientation représente la direction de la force dans l'espace. En résumé, les FCFT sont définies comme deux vecteurs ayant chacun une norme, une orientation et un point d'application. Par définition, ces forces sont les actions du fémur sur le tibia situées en un point dans l'articulation fémoro-tibiale latérale et en un point dans l'articulation fémoro-tibiale médiale. Comme le montre des études *in vitro* (Draganich et al., 1987; Thambyah et al., 2005a), ces points d'application se déplacent lors de la flexion du genou. Tout porte donc à croire que ces mouvements existent aussi lors d'activités plus complexes comme la marche. De plus, à la différence d'une simple flexion du fémur sur le tibia, la marche impose le déplacement des deux os avec des contributions musculaires complexes variant en fonction du temps. Il est donc certain que l'orientation et l'amplitude des FCFT, tout comme leurs points d'application, varient lors d'activités de marche.

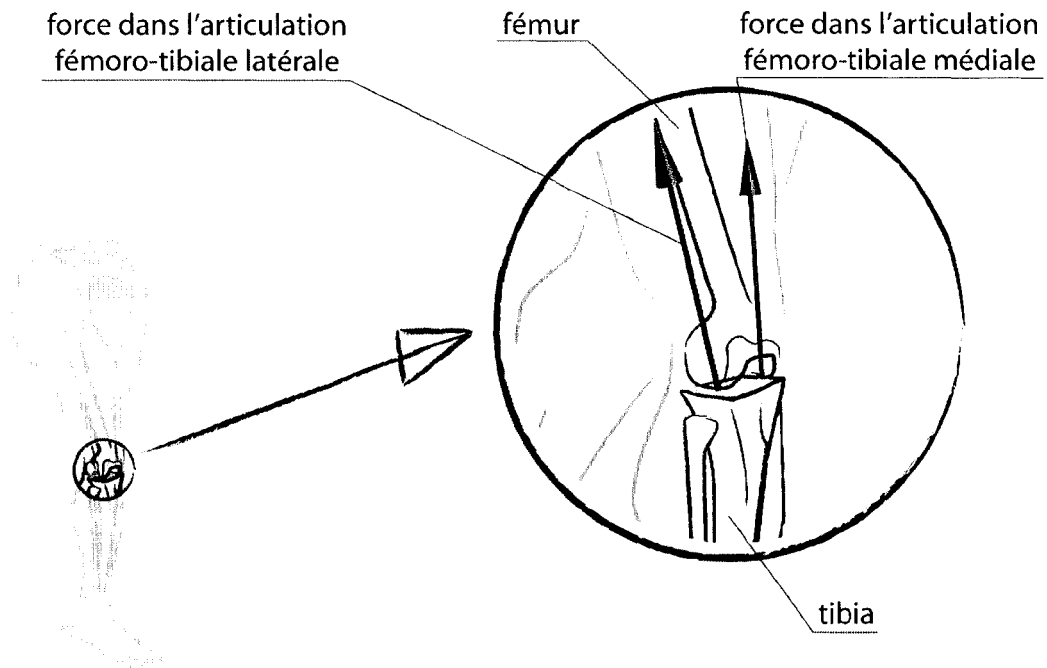


Figure 5 Représentation des forces de contact fémoro-tibiales

1.4 Analyse de la marche normale

L'analyse de la marche peut s'effectuer par le biais d'un tapis roulant instrumenté ou d'un corridor de marche avec plateforme de force intégrée. Cependant, chaque support a ses avantages et ses inconvénients. Un corridor de marche nécessite une longueur totale de 15 m pour analyser la marche naturelle, limitant ainsi son utilisation à des laboratoires dotés de grands espaces (Minns, 2005). L'utilisation d'un tapis roulant pour une même tâche permet de minimiser l'espace nécessaire ainsi que le temps d'acquisition de données. Cependant, cette analyse s'effectue à vitesse confortable et non naturelle, car imposée par le tapis roulant.

La standardisation de l'analyse de la marche remonte aux années 1950 (Andriacchi et Alexander, 2000; Minns, 2005) bien que les premières études datent du temps des philo-

sophes grecques, en 300 av. J.-C.. (Lamontagne, 1989; Andriacchi et Alexander, 2000). La marche ou encore la locomotion humaine peut se représenter comme la répétition de cycles (Lamontagne, 1989). Un cycle ou encore une enjambée débute lors du contact du talon au sol et fini lorsque ce même talon revient en contact avec le sol (Lamontagne, 1989; Perry, 1992). Un cycle se représente comme l'association de deux phases principales, décomposable en huit sous-phases (Perry, 1992). Celles-ci correspondent à trois tâches effectuées lors de la marche (Perry, 1992). La figure 6 représente ces sous-phases normalisées par rapport à un cycle de marche comme le propose Perry (1992).

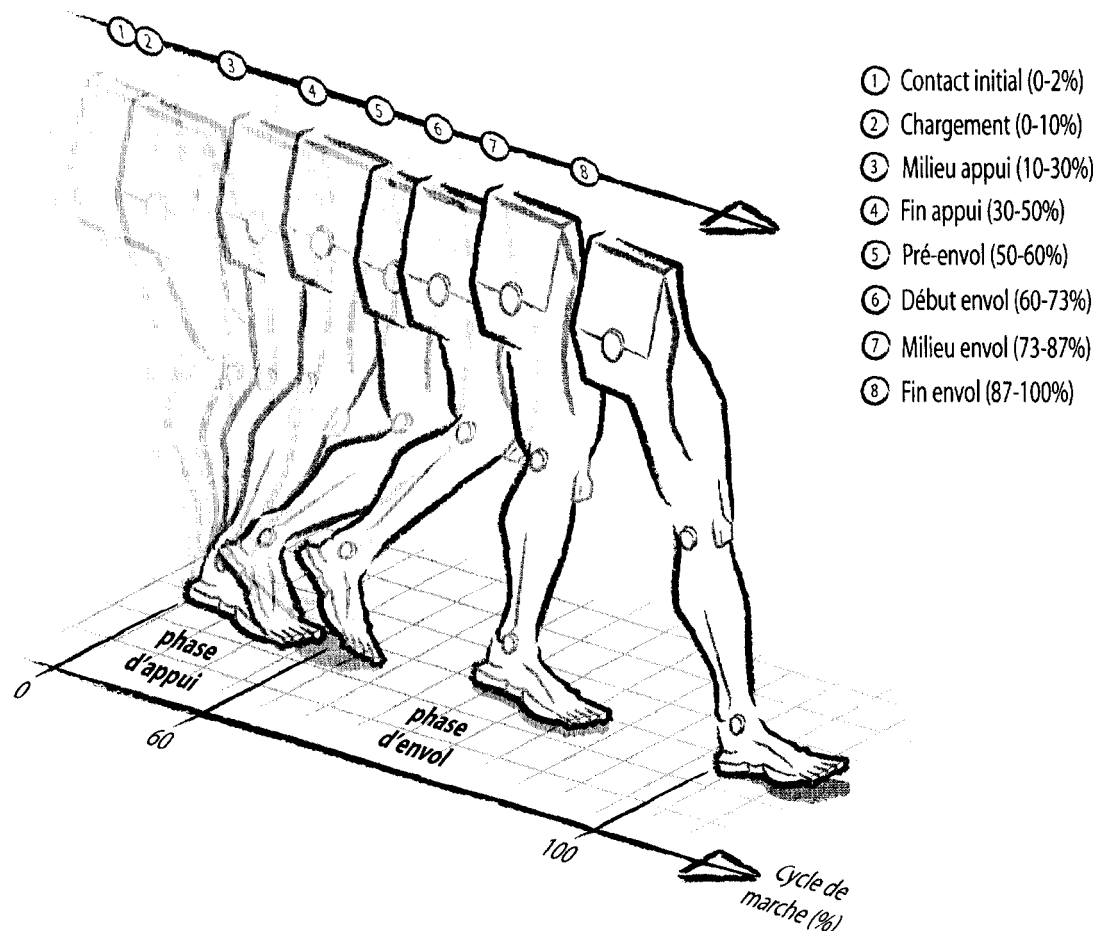


Figure 6 Durée des phases lors d'un cycle de marche

1.5 Estimation des forces de contact fémoro-tibiales lors de la marche

La détermination des FCFT a débuté dans les années 1970 par les travaux de Morrison (1968, 1969, 1970). Ceux-ci ont permis de décrire la mécanique du genou lors d'activité de marche grâce à une modélisation biomécanique simplifiée du membre inférieur. Harrington (1976) est le premier à analyser les FCFT dans un cadre clinique, en se basant sur le modèle de Morrison (1968). Harrington (1976) constate des différences dans les FCFT chez des populations pathologiques lors d'une tâche de marche sur corridor. Depuis – et même, entre – ces travaux jusqu'à aujourd'hui, de nombreuses études ont déterminé les FCFT dans diverses activités aussi bien par des modélisations mathématiques que par des mesures. Grâce à l'instrumentation d'une prothèse totale de genou (PTG), Kaufman et al. (1996) ont mesuré des FCFT lors d'expérimentations *in vitro*. Morris et al. (2001) ont pu mesurer ces forces lors de l'implantation d'une PTG. Récemment, D'Lima et al. (2006) ont mesuré la compression du fémur sur le tibia au centre de pression chez un participant lors de l'analyse de différentes tâches quotidiennes (marche, montée d'escaliers, transition assis-debout). Cependant, l'installation d'un tel instrument de mesure nécessite la destruction partielle du genou. Ainsi, son utilisation est restreinte aux groupes de participants nécessitant l'implantation d'une PTG. De ce fait, la détermination des FCFT par une modélisation biomécanique du membre inférieur reste une alternative d'actualité, utilisée aussi bien en recherche fondamentale qu'en recherche clinique. La modélisation biomécanique du membre inférieur s'est énormément diversifiée, allant de modèles spécialisés dans l'analyse de certaine tâche à des modèles génériques. Cette diversification est de pair avec les méthodes déterminant les FCFT. En effet, la littérature propose aussi bien des modèles quasi-statiques se basant sur des acquisitions de données que sur des modèles dynamiques simulant les tâches analysées.

Les activités de démarche telles que la montée ou la descente d'escalier, la transition assis-debout, la marche sur corridor, sur rampe ou sur tapis roulant sont analysées en biomécanique due à leur caractère répétitif et journalier. Cette répétitivité quotidienne ajoutée

au vieillissement entraînent une usure naturelle des structures articulaires des membres inférieurs. Additionnés à des traumatismes, on obtient une dégénération accélérée de ces structures. Lors de ces activités, les structures articulaires les plus sollicitées sont celles des articulations fémoro-tibiales. En effet, ces dernières reliant les bras de levier les plus longs du corps humain (Platzer, 2001), il y a alors risque de traumatisme indirect (2005). Grâce aux améliorations technologiques, les analyses des activités de marche sont utilisées comme des outils d'évaluation clinique (Andriacchi et Alexander, 2000) permettant le suivi post-traumatique lors de la réadaptation du patient. Cependant, ces évaluations se limitent encore beaucoup à l'analyse de la cinématique des membres inférieurs (Minns, 2005). L'analyse des FCFT lors de la marche permettrait l'approfondissement des connaissances sur les mécanismes du genou lors de la marche tout en aidant au suivi pré/per/post chirurgical.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

L'amplitude, l'orientation et les points d'application des forces de contact fémoro-tibiales (FCFT) sont des paramètres biomécaniques déjà analysés dans la littérature. Ils aident entre autres à montrer des différences entre les pathologies (Harrington, 1976, 1983; Draganich et al., 1987; Schipplein et Andriacchi, 1991; Pandey et Shelburne, 1998; Shelburne et al., 2004b; Messier et al., 2005a,b), à comprendre l'effet des prothèses ou des orthèses (Wimmer et Andriacchi, 1997; Devita et Hortobagyi, 2001), ou encore, à améliorer les compréhensions des mécanismes du genou normal (Morrison, 1968, 1969, 1970; Blankevoort et al., 1991; Shelburne et Pandey, 1997; Abdel-Rahman et Hefzy, 1998; Costigan et al., 2002; Caruntu et Hefzy, 2004; Shelburne et al., 2004a; Thambyah et al., 2005b). Pour un laboratoire analysant l'appareil locomoteur, ces paramètres sont donc des données supplémentaires permettant une analyse plus détaillée des structures internes du genou. La détermination des FCFT s'obtient aussi bien par mesure que par modélisation. Toutefois, les mesures nécessitant l'implantation d'appareillage dans le genou, il devient alors impossible de déterminer les FCFT sur des participants asymptomatiques. Ainsi, en se concentrant sur les études modélisant le membre inférieur, il est clairement indiqué que l'estimation des FCFT passe par une procédure de dynamique inverse. Cette procédure utilise la cinématique du membre inférieur ainsi que la cinétique entre le pied et le sol pour déterminer la cinétique inter-segmentaire, distribuée par la suite dans les structures internes (muscles, ligaments, contact inter-osseux), permettant d'estimer au final les FCFT. Le Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) analyse la cinématique 3D du genou grâce à un exosquelette réduisant le mouvement artefact de la peau (Sati et al., 1996; Ganjikia et al., 2000). De plus, ce laboratoire a récemment développé une méthode générique pour le calcul des forces et des moments inter-segmentaires (Du-

mas et al., 2004). Cependant, aucun modèle biomécanique n'a été développé pour estimer les FCFT.

Le premier objectif de cette étude est donc de développer au LIO un modèle biomécanique permettant l'estimation des FCFT lors d'une tâche de marche sur tapis roulant.

En se focalisant sur les études estimant les FCFT (cf. tableau I à la page 24), on peut voir que la diversité des résultats ne permet pas d'être unanime quant à la modélisation musculo-squelettique du membre inférieur. En effet, dues à de nombreuses inconnues, telles que la contribution musculaire, la contribution ligamentaire ou la position des points de contact fémoraux-tibiaux, la modélisation du membre inférieur a été abordée suivant différents axes de recherche. On peut ainsi noter que la méthode de réduction a mis l'emphasis sur les FCFT (Morrison, 1968; Smidt, 1973; Ellis et al., 1984; Nisell, 1985). La méthode d'optimisation s'est concentrée sur les forces musculaires (Seireg et Arvikar, 1973, 1975; Collins, 1995; Rohrlé et al., 1984; Glitsch et Baumann, 1997). Et la méthode analytique s'est focalisée sur les forces ligamentaires pour une flexion du genou (Blankevoort et al., 1991; Shelburne et Pandey, 1997; Abdel-Rahman et Hefzy, 1998; Hefzy et Abdel-Rahman, 2001; Caruntu et Hefzy, 2004). Par cette constatation, la présente étude se base donc sur la méthode de réduction pour estimer les FCFT lors de la marche.

Le calcul des FCFT par la méthode de réduction nécessite au préalable de déterminer les forces et les moments inter-segmentaires du membre inférieur. Après réduction du nombre d'inconnus (permettant d'obtenir une solution unique du problème), ces forces et ces moments sont distribués en forces musculaires, en forces ligamentaires et en FCFT. Toutefois, pour une même activité analysée, la réduction du problème et la distribution des efforts inter-segmentaires diffèrent suivant les modèles recensés dans la littérature. De Morrison (1968) à Thambyah et al. (2005b), la modélisation réductionniste du membre inférieur varie principalement suivant :

- la définition des bras de levier musculaires ;

- le nombre de groupe musculaire ;
- l'activité des muscles antagonistes.

En effet, un bras de levier musculaire se définit comme étant perpendiculaire à la ligne d'action du muscle et passant par le centre articulaire. Toutefois, la définition des lignes d'actions et des centres articulaires diffèrent dans les études déterminant les bras de levier musculaires. Ainsi, Smidt (1973) mesure les bras de levier dans le plan sagittal de la jambe avec un centre instantané de rotation (CIR). Herzog et Read (1993) définissent le centre articulaire du genou comme le point de contact fémorotibial dans le plan sagittal. Enfin, Devita et Hortobagyi (2001) proposent des bras de levier musculaire issus d'une compilation de données où le centre articulaire est la moyenne de CIR et de points fixes (point de contact, centre des condyles fémoraux, etc.).

Pour une activité de marche, le nombre de groupes musculaires modélisés varie de un à trois. Ces groupes musculaires sont les quadriceps (droit du fémur, vaste médial, vaste latéral, vaste intermédiaire), les ischio-jambiers (semi-tendineux, biceps fémoral, semi-membraneux) et les gastrocnémiens (gastrocnémien médial, gastrocnémien latéral, soléus).

L'activité des muscles antagonistes est rarement modélisée due à des limitations méthodologiques. Toutefois, Ellis et al. (1984) ainsi que Devita et Hortobagyi (2001) propose d'utiliser les moments inter-segmentaires de la cuisse et du pied pour estimer respectivement les forces des ischio-jambiers et les forces des gastrocnémiens. Toutes ces différences de modélisation entraînent des estimations différentes des FCFT (cf. tableau I). Cependant, chaque étude analysant les FCFT pour des populations différentes, il est impossible de savoir si ces différences d'estimation sont dues aux modèles ou aux populations analysées.

Le second objectif de cette étude est donc de voir l'influence de la modélisation musculo-squelettique du membre inférieur sur l'estimation des FCFT.

Pour atteindre ce deuxième objectif, trois modèles réductionnistes ont été développés à partir des hypothèses recensées dans la littérature. Le modèle M1 est uniquement constitué des quadriceps et des ischio-jambiers et se retreint au genou. La littérature proposant différentes données pour les bras de levier de ces groupes musculaires, le modèle M1 est proposé en trois variantes. Le modèle M1a se base sur les données de Smidt (1973), tandis que le modèle M1b utilise les données de Herzog et Read (1993). Le modèle M1c calcule les forces musculaires grâce au bras de levier de Devita et Hortobagyi (2001). Le modèle M2 est constitué des quadriceps, des ischio-jambiers et des gastrocnémiens tout en se restreignant au genou. Comme dans le modèle M1, les groupes musculaires du modèle M2 sont activés séparément. Le modèle M3 est constitué des quadriceps, des ischio-jambiers, des gastrocnémiens tout en utilisant les informations de la cheville, du genou et de la hanche. Cet ajout d'information permet d'activer les trois groupes musculaires en même temps.

Même s'il existe des différences significatives entre les modèles, rien n'indique quel est le modèle le plus adapté à l'estimation des FCFT durant une activité de marche. Cette large limite est due à l'impossibilité de mesurer directement les FCFT sur une population asymptomatique. Les modèles ne peuvent donc être validés^a et il n'est pas possible de connaître l'exactitude des résultats. Pour palier à ce problème, cette étude propose de déterminer l'erreur en précision des FCFT estimées par chaque modèle. Ainsi, il sera possible de savoir si la variabilité des FCFT est représentative de réels changements lors de la marche ou si elle est due aux erreurs de mesures des systèmes d'acquisition.

Le troisième objectif de cette étude est donc de déterminer l'incertitude générale des modèles M1a, M1b, M1c, M2 et M3 pour connaître leur erreur en précision.

^aLa validité d'un modèle correspond à la corrélation des résultats de ce dernier avec ceux obtenus par la mesure directe du paramètre recherché

CHAPITRE 3

ÉTAT DE L'ART

La détermination des forces de contact fémoro-tibiales (FCFT) ou l'un de ses éléments (amplitude, orientation, point d'application) peut être obtenue par deux approches. Il est possible de mesurer les FCFT ou de les estimer par modélisation biomécanique. La nuance entre la mesure et l'estimation est importante. Une mesure se doit d'être directe et faite par un capteur, alors qu'une estimation est le résultat d'une modélisation simplifiée ou inexacte du problème. Cette revue de littérature se limite aux différentes études utilisant la méthode de réduction pour estimer les FCFT. Toutefois, le tableau I recense, en plus des modèles de réduction, les principaux modèles d'optimisation estimant les FCFT.

3.1 Estimation des forces de contact fémoro-tibiales par méthode de réduction

La modélisation biomécanique du membre inférieur est indispensable pour estimer les FCFT. Cependant, le manque d'information sur le système neuro-musculo-squelettique limite cette modélisation. De Morrison (1968) à aujourd'hui, on retrouve une multitude de modèles estimant les FCFT. Tous ces modèles ont des degrés de simplification différents ainsi que des méthodes de résolution différentes. Il est donc important d'analyser et de comprendre chaque modèle afin de déterminer ceux étant adéquats à l'estimation des FCFT lors de la marche.

Morrison (1968) est le premier auteur à déterminer les FCFT grâce à une modélisation biomécanique du membre inférieur et cela, pour une activité de marche sur corridor. Une modélisation réaliste du genou rendant le problème insoluble dû à un trop grand nombre d'inconnus, Morrison (1968) simplifie le problème en se basant sur les actions des structures anatomiques contraignant le tibia lors de la marche. À titre d'exemple, les condyles fémoraux et les condyles tibiaux sont modélisés respectivement par un cylindre et par un plan, limitant le mouvement du genou à une rotation autour de l'axe médio-latéral (ML)

du repère tibial. Les contacts entre le fémur et le tibia sont représentés comme un centre de pression ne pouvant se translater que suivant l'axe ML du repère tibial. Les muscles sont regroupés en fonction de leurs activités musculaires lors d'une activité de marche sur corridor. Chaque groupe musculaire est représenté par une ligne d'action passant par une origine et une insertion moyennes représentatives des origines et des insertions des muscles inclus. Toutes ces simplifications portent le modèle à utiliser une méthode dite de réduction. Le modèle de Morrison (1968) contient trois groupes musculaires représentant les quadriceps, les ischio-jambiers et les gastrocnémiens. Même si les signaux électromyographiques (EMG) des trois groupes musculaires utilisés par Morrison (1968) montrent des phénomènes de cocontraction^a lors de la marche, la modélisation musculaire ne permet que l'activation d'un seul groupe à la fois. Ce modèle fût modifié par Harrington (1976; 1983), par Schipplein et Andriacchi (1991) ou encore par Wimmer et Andriacchi (1997). Les modifications apportées au modèle de Morrison (1968) sont dues à l'analyse de populations différentes et à l'étude de paramètres spécifiques. Ainsi, Harrington (1976; 1983) – en étudiant des FCFT chez des participants pathologiques – simplifie la formulation des équations estimant les forces et les moments intersegmentaire au genou tout en explicitant le calcul de la composante proximo-distale des FCFT dans le repère tibial. Schipplein et Andriacchi (1991) étudient la contribution des fibres latérales du genou (LCL, bande iliotibiale, capsule) et étoffe le modèle de Morrison (1968) en se basant sur l'étude *in vitro* de Draganich et al. (1987) pour connaître le déplacement du centre de pression des FCFT dans la direction AP. Afin d'analyser les paramètres influençant l'augmentation des forces de traction dans une prothèse totale de genou (PTG) lors de la marche, Wimmer et Andriacchi (1997) restreignent le modèle de Morrison (1968). Ce modèle diffère par (a) une cinématique parfaite (roulement ou glissement), (b) des bras de levier musculaires obtenus à partir de l'angle de flexion du genou et passant par le point de contact fémoro-tibiale, (c) des cinétiques communes de marches de participants ayant une PTG, (d) des condyles fémoraux représentés par un cylindre de 55 mm de diamètre,

^aLa cocontraction est l'action simultanée des muscles agonistes et antagonistes

(e) un roulement simulé entre -10° et 18° de flexion du genou, (f) un roulement limité par un coefficient de traction devant être inférieur au coefficient de friction statique, (g) un LCP mis seulement à contribution après 18° de flexion du genou (h) un LCA sacrifié suite à l'implantation d'une PTG, (i) des muscles antagonistes activés grâce aux mesures EMG, avec une amplitude proportionnelle aux forces générées par les muscles agonistes et (j) un modèle limité au plan sagittal.

D'autres études ont aussi estimé les FCFT avec des degrés de simplification dépendant de l'activité analysée et des paramètres d'entrée utilisés. Ainsi, le modèle de Smidt (1973) utilisé pour l'estimation des FCFT lors de la contraction isométrique se limite au plan sagittal et ne modélise que le groupe des quadriceps et des ischio-jambiers, respectivement activées lors de la contraction isométrique en extension et lors de la contraction isométrique en flexion. Smidt (1973) n'approuvant pas la représentation du genou par une liaison sphérique, il modélise le genou par un centre instantané de rotation. Au lieu de modéliser les lignes d'action musculaires pour obtenir par la suite les bras de levier musculaires^b, permettant de distribuer les moments inter-segmentaires en forces musculaires, Smidt (1973) mesure les bras de levier musculaires et les angles des lignes d'action musculaires en fonction de l'angle de F/E du genou grâce aux radiographies du genou de ces participants.

Les travaux de Nisell (1985) ont permis d'estimer les FCFT lors d'une tâche d'extension isocinétique du genou. Le modèle se base sur des données anthropométriques obtenues grâce à la dissection de genou cadavériques et grâce à des radiographies prises sur les participants de cette étude, entre 0° et 120° de flexion du genou. Ce modèle prend en compte le fémur, le tibia et la patella. Le contact entre le fémur et le tibia est modélisé par un point situé à la plus petite distance entre les deux os. Le contact entre le fémur et la patella est modélisé comme le point milieu des surface en contact. Les muscles modélisés pour

^bUn bras de levier musculaire est une droite perpendiculaire à la ligne d'action du muscle et passant par le centre instantané du genou

cette tâche sont les quadriceps et le ligament rotulien. Seul le bras de levier du ligament rotulien est modélisé et se définit comme la perpendiculaire à la ligne d'action passant par le contact entre le fémur et le tibia. Ce modèle a servi par la suite pour analyser les FCFT lors d'une tâche isométrique d'extension du genou (Nisell et al., 1986), lors d'une tâche de pédalage sur un ergomètre (Ericson et Nisell, 1986) ou encore lors d'une tâche de marche sur corridor (Kuster et al., 1997).

Costigan et al. (2002) estiment les FCFT lors d'une activité de marche sur corridor ainsi que lors de la montée d'escalier avec un modèle de réduction limité au plan sagittal de la jambe. Ce modèle basé sur celui de Li (1992) se limite aux calculs de l'amplitude forces musculaires des quadriceps et des ischio-jambiers grâce au moment inter-segmentaire du genou et aux bras de levier de Smidt (1973), même si le centre du genou calculé ne représente pas le centre instantané de rotation. De la même façon, Thambyah et al. (2005b) estime les FCFT lors de la marche avec seulement deux groupes musculaires. Dans ce cas, les moments inter-segmentaires du genou sont distribués en forces musculaires grâce au bras de levier de Herzog et Read (1993). Dans les études de Costigan et al. (2002) ou Thambyah et al. (2005b), la formulation est la même, seul les paramètres d'entrées du modèle changent.

Ellis et al. (1984) estiment les FCFT dans le plan sagittal lors de la transition assis-debout. Le modèle se limite au 2D car les auteurs font l'hypothèse que l'amplitude des FCFT suivant l'axe ML lors de la transition assis-debout est très faible et que les chargements entre le membre inférieur droit et gauche sont répartis de manière égale. Ellis et al. (1984) réduit le nombre de muscles à trois groupes (quadriceps, ischio-jambiers et gastrocnémiens) avec des lignes d'action rigides passants par le centroïde de l'origine et de l'insertion des groupes musculaires. Les articulations (hanche, genou et cheville) sont modélisées par des liaisons pivots parfaites (sans friction). Les coordonnées des insertions et des origines musculaires sont obtenues à partir de radiographies prises sur les participants. En se basant sur les signaux EMG obtenus par les électrodes surfaciques apposées sur les par-

participants, Ellis et al. (1984) distribuent les moments inter-segmentaires dans les groupes musculaires. Ainsi, la composante ML des moments articulaires à la hanche permet de déterminer les forces des ischio-jambiers. Les forces dans les gastrocnémiens sont obtenues grâce à la composante ML des moments à la cheville. L'estimation des forces dans le ligament rotulien demande au préalable de connaître les forces dans les ischio-jambiers ainsi que dans les gastrocnémiens. Cette distribution des moments inter-segmentaires est aussi utilisée dans l'étude Devita et Hortobagyi (2001). Avec une formulation différente de celle de Ellis et al. (1984), Devita et Hortobagyi (2001) distribuent les moments inter-segmentaires de la cheville, de la hanche et du genou respectivement dans les muscles des gastrocnémiens, des ischio-jambiers et des quadriceps. Cette répartition s'effectue grâce aux bras de levier musculaires nécessaires collectés dans la littérature et dépendant de l'angle de F/E de l'articulation ciblée. Ainsi, il est nécessaire de connaître le bras de levier des gastrocnémiens ainsi que l'angle de sa ligne d'action à la cheville et au genou. Le bras de levier et l'angle de la ligne d'action des ischio-jambiers doivent être connus à la hanche et au genou. Les informations relatives au quadriceps ne sont nécessaires qu'au genou.

3.2 Synthèse des études estimant les forces de contact fémoro-tibiales

Les forces de contact fémoro-tibiales (FCFT) sont estimées suivant de nombreuses modélisations et pour de nombreuses tâches. Le recensement des modèles et de leurs variantes, classés par activité analysée et par ordre d'apparition, montre que la modélisation du membre inférieur nécessite un important nombre de paramètres d'entrées alors que les modélisations restent énormément simplifiées. Tous ces paramètres sont obtenus via la littérature ou grâce à des études *in vivo* et/ou *in vitro* effectuées par les auteurs. Il est difficile de savoir si les variations recensées dans la synthèse des études (cf. tableau I) sont dues aux groupes de participants, aux modélisations utilisées, au raffinement des modèles ou aux données utilisées. En plus de recenser les études estimant les FCFT avec une méthode de réduction, le tableau I intègre les principales études estimant les FCFT avec une méthode d'optimisation afin de montrer la variabilité des résultats intra et inter méthode.

Tableau I

Synthèse des études estimant les FCFT

Étude	Population			Vitesse (m/s)	Modélisaton				Amplitude FCFT		
	<i>n</i>	âge (ans)	masse (kg)		type	mus.	lig.	contact	AP (BW)	PD (BW)	ML (BW)
tâche de marche sur corridor											
Morrison (1970)	12 AS	18–38			2×2D	3	4	1 cal.		3.03	0.26
Seireg et Arvikar (1975)	cf. California University (1947)				2×2D	31	0	0	7.01		
Harrington (1976)	4 AS				2×2D	3	4	1 cal.	3.50		
–	5 AO				–	–	–	–	2.20		
–	6 AT				–	–	–	–	2.10		
Harrington (1983)	3 AS	54.3 (13.3)	1.78 (0.33)	1.77 (0.42)	2×2D	3	4	1 cal.	2.82 (0.35)		
–	7 VR	66.8 (5.9)	1.74 (0.41)	0.97 (0.42)	–	–	–	–	2.20 (0.55)		
–	5 VL	62.4 (5.8)	1.58 (0.03)	0.98 (0.53)	–	–	–	–	2.47 (1.21)		
–	4 FL	52.2 (25.8)	1.61 (0.09)	0.89 (0.55)	–	–	–	–	2.69 (0.87)		
Rohrle et al. (1984)	22 AS	29.7 (5.6)	1.59–1.89	1.20	3D	42	0	0	5.10		
Schipplein et Andriacchi (1991)	15 AS	62	68.4		2×2D	3	4	1 cal.		2.25 (0.39)	
–	19 AO _m	55	85.9		–	–	–	–		2.82 (0.60)	
Glitsch et Baumann (1997)	1 AS	31	85.0	1.50	3D	47	0	0	6.90		
Kuster et al. (1997)	12 AS	27.9	70.8	120 pas/min	2D	1	0	1 cal.	3,65		
Komistek et al. (1998)	1 AS			1.00	2D			1 mes.	1.70–2.30		
Marin (2000)	5 AS	23.2 (1.3)	65.6 (15.7)	1.14 (0.25)	3D	9	0	2 cal.		5.04 (0.75)	

(suite du tableau I)

	<i>n</i>	âge (ans)	poids (kg)	vitesse	type	mus.	lig.	contact	FCFT AP	FCFT PD	FCFT ML
Anderson et Pandy (2001)	simulation de données				3D	54	0	0	2.70		
Devita et Hortobagyi (2001)	10 S	22.7 (2.6)	75.2 (10.3)	1.51	2D	4	0	0	0.79 (0.21)		
—	9 LCAR	22.1 (4.7)	73.6 (6.9)	1.45	—	—	—	—	0.47 (0.15)		
—	9 LCARO	—	—	—	—	—	—	—	0.34 (0.10)		
Costigan et al. (2002)	35 AS	24.6	65.4		2D	2	0	0	-0.50 (0.16)	3.70 (1.07)	
Taylor et al. (2004)	4 PTHI	59.8 (11.8)	85.2 (11.9)	1.09	3D	95	0	0	3.13 (0.17)		
Shelburne et al. (2004b)	simulation de données				2D	13	13	2	~80 N		
Messier et al. (2005a)	10 AS	73.0 (1.61)	65.1 (2.6)		2D	4	0	0	0.45 (0.4)	3.86 (0.23)	
—	10 AO	74.1 (1.49)	58.3 (2.74)		—	—	—	—	0.45 (0.4)	3.21 (0.23)	
Messier et al. (2005b)	132 AO	68.5 (0.52)	93.2 (1.31)		2D	4	0	0	0.44 (0.04)	3.40 (0.24)	
Thambyah et al. (2005b)	10 AS	cf. Honk Kong Polytechnic University			2D	2	0	0	0.20 (0.28)	3.20 (0.07)	
tâche d'extension isocinétique du genou											
Nisell (1985)	8 AS	27	72.4	30°/s	2D	1	0	0	-0.94 (0.48)	7.53 (0.49)	
Baltzopoulos (1995)	5 AS	20.8 (3.9)	79.2 (7.2)	30°/s	2D	1	0	0	-1.00		
Kellis et Baltzopoulos (1995)	10 AS	23 (1.5)	74 (3.8)	30°/s	2D	2	0	0	-1.52 (0.69)	10.19 (2.44)	
—	—	—	—	—	—	—	—	—	-2.06 (1.08)	—	
Chow (1999)	1♀ AS	24	58,5	25°/s	2D	1	0	1 mes.	-1.29	6.39	
tâche de contraction isométrique en extension du genou											
Smidt (1973)	26 AS	28.4 (7.3)	82.4 (13.7)	90°	2D	2	0	0	31.0 kg	274.8 kg	
—	—	—	—	15°	—	—	—	—	-34.7 kg		

(suite du tableau I)

	<i>n</i>	âge (ans)	poids (kg)	vitesse	type	mus.	lig.	contact	FCFT AP	FCFT PD	FCFT ML
Nisell et al. (1986)	10 ♀ AS	23	59.0	0°	2D	1	0	1 cal.		1000 N	
<i>tâche de contraction isométrique en flexion du genou</i>											
Smidt (1973)	26 AS	28.4 (7.3)	82.4 (13.7)	5°	2D	2	0	0		268.8 kg	
–	–	–	–	90°	–	–	–	–	150.6 kg		
<i>tâche de montée d'escalier</i>											
Costigan et al. (2002)	35 AS	24.6	65.4		2D	2	0	0	-1.19 (0.42)	3.45 (1.12)	
Taylor et al. (2004)	4 PTHI	59.8 (11.8)	85.2 (11.9)		3D	95	0	0		5.38 (0.35)	
<i>tâche de levée d'une chaise</i>											
Ellis et al. (1984)	9 ♂ AS			normale-bras	2D	3	0	0	2.35 (0.49)	4.15 (0.78)	
–	–			normale+bras	–	–	–	–	1.65 (0.99)	3.38 (0.78)	
–	11 ♀ AS			normale-bras	–	–	–	–	2.70 (1.47)	4.85 (1.44)	
–	–			normale+bras	–	–	–	–	1.64 (0.76)	3.83 (0.95)	
–	20 AS	27.5	1.68	haute-bras	–	–	–	–	2.32 (0.95)	4.30 (1.17)	
–	–	–	–	haute+bras	–	–	–	–	1.22 (0.67)	3.24 (0.84)	
–	–	–	–	basse-bras	–	–	–	–	3.47 (2.06)	5.07 (0.78)	
–	–	–	–	basse+bras	–	–	–	–	1.54 (0.53)	3.13 (0.39)	

modèle utilisant une méthode de réduction pour estimer les FCFT

AO : arthrosique au genou

LCAR : ligament croisé antérieur réparé

modèle utilisant une méthode d'optimisation pour estimer les FCFT

AOM : arthrosique dans le coté médial du genou

LCARO : ligament croisé antérieur réparé et ajout d'une orthèse

AS : asymptomatique

PTHI : prothèse de la hanche instrumenté

cal. : calculé(s)

AT : arthritique

VL : genou valgum

mes. : mesuré(s)

FL : flexion limité du genou

VR : genou varum

CHAPITRE 4

MÉTHODOLOGIE

Ce chapitre décrit les étapes nécessaires à l'estimation des forces de contact fémoro-tibiales (FCFT) à partir d'une acquisition de données effectuée au laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO).

Une acquisition de données s'effectue en deux temps. Premièrement, le participant effectue une tâche de marche sur un tapis roulant instrumenté. Lors de cette tâche, les trajectoires des marqueurs apposés sur le participant sont enregistrées ainsi que les forces mesurées dans les quatre coins des deux bandes du tapis roulant. Dans un deuxième temps, le participant subit une nouvelle série d'acquisitions pour effectuer un calibrage déterminant principalement la position des centres articulaires. Ces acquisitions sont vitales pour estimer les FCFT. La méthode présentée dans cette étude, se base sur un principe de dynamique inverse. C'est-à-dire qu'à partir des informations enregistrées, il est possible de déterminer les angles articulaires du membre inférieur analysé, mais aussi ses forces et moments articulaires. Ces paramètres permettent par la suite de déterminer les forces musculaires et les FCFT.

La présente étude propose donc de détailler toutes les étapes nécessaires pour estimer les FCFT à partir de la trajectoire des marqueurs et des forces enregistrées par le tapis roulant. La suite de chapitre détaille donc, dans l'ordre :

- le calcul de la cinématique articulaire du membre inférieur analysé ;
- le calcul de la cinétique entre le pied et le tapis roulant ;
- le calcul des forces et des moments inter-segmentaires du membre inférieur ;
- l'estimation des forces musculaires ;
- l'estimation des FCFT.

L'estimation des forces articulaires et des FCFT sont obtenues grâce à trois modèles dus aux différences dans les données musculaires, dans le nombre de muscles utilisés et dans le contrôle de l'activité musculaire.

4.1 Acquisition de données

Les acquisitions de données utilisées dans la présente étude proviennent d'une base de données du Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO). Pour pouvoir utiliser cette base de données, une demande d'utilisation secondaire de données a été soumise et acceptée par le comité d'éthique de l'École de technologie supérieure (ÉTS). Ces données proviennent de l'analyse du membre inférieur droit de 7 participants asymptomatiques (27.6 (4.3) ans ; 1.71 (0.10) m ; 73.5 (15.0) kg), marchant sur un tapis roulant à vitesse confortable (4.0 (0.4) km/h). Les caractéristiques de chaque participant sont présentées dans le tableau IX en annexe 1.

Chaque participant effectuait une activité de marche sur tapis roulant pendant approximativement deux minutes. Lors de cette tâche de marche, un système d'acquisition enregistrerait trois essais de marche, chacun d'une durée de 20 secondes et espacée approximativement de 15 secondes. Les mesures synchronisées et enregistrées à une fréquence de 120 Hz étaient par la suite sauvegardées dans des fichiers binaires au format C3D^a. Ces fichiers contiennent (a) le paramétrage de l'expérimentation, (b) les coordonnées 3D de marqueurs réfléchissants calculées par le système VICON 460 (VICON, Royaume Uni), (c) les forces mesurées par les huit jauges de contraintes KISTLER (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Suisse) intégrées dans le tapis roulant ADAL (Tecmachine, Medical Development, France).

La position des marqueurs en forme de sphère, d'un diamètre de 9 mm, est obtenue grâce aux images enregistrées par six caméras CCD MCam2 (VICON, Royaume Uni) faisant

^aPour plus d'information sur ce format de fichier ouvert, consulter la documentation du site www.c3d.org.

parti du système d'acquisition vidéo VICON 460 (VICON, Royaume Uni). Ces marqueurs sont fixés par quatre sur des corps rigides permettant par la suite de créer un repère local et de le reconstruire. Quatre corps rigides ont permis de suivre le mouvement des segments nécessaire à l'estimation des FCFT. Ces segments sont, le pied, la jambe, la cuisse et le bassin. Ces corps rigides sont fixés sur un exosquelette développé par le LIO (Sati et al., 1996). La fonction première de cet exosquelette est de réduire le mouvement artefact de la peau lors de l'acquisition des mouvements du fémur et du tibia (Ganjikia et al., 2000).

La configuration des caméras CCD MCam2 (VICON, Royaume Uni), la représentation du tapis roulant instrumenté ADAL (Tecmachine, Medical Development, France) et l'utilisation de l'exosquelette développé par le LIO sont illustrées par la figure 7 lors d'une acquisition de marche.

Ces acquisitions de données ne donnent cependant aucune information sur les mouvements relatifs du fémur et du tibia ou encore sur la position des centres articulaires. Pour obtenir ces informations, le LIO ajoute aux acquisitions de données, un calibrage déterminant les centres articulaires fonctionnels de la cheville, du genou et de la hanche et les repères segmentaires associés (Hagemeister et al., 2005). Ce calibrage obtenu grâce à des collectes de données supplémentaires permet après traitement de créer un fichier contenant :

- la position des centres articulaires par rapport au repère lié aux corps rigides ;
- la position des marqueurs par rapport au repère lié aux corps rigides ;
- la matrice de passage des repères segmentaires par rapport au repère lié aux corps rigides ;
- la longueur des segments (pied, jambe, cuisse) ;
- le poids des participants avec et/ou sans instrumentation.

Ces acquisitions de marche et ce calibrage vont permettre par la suite de calculer la position des centres articulaires du membre inférieur (cheville, genou, hanche), ainsi que

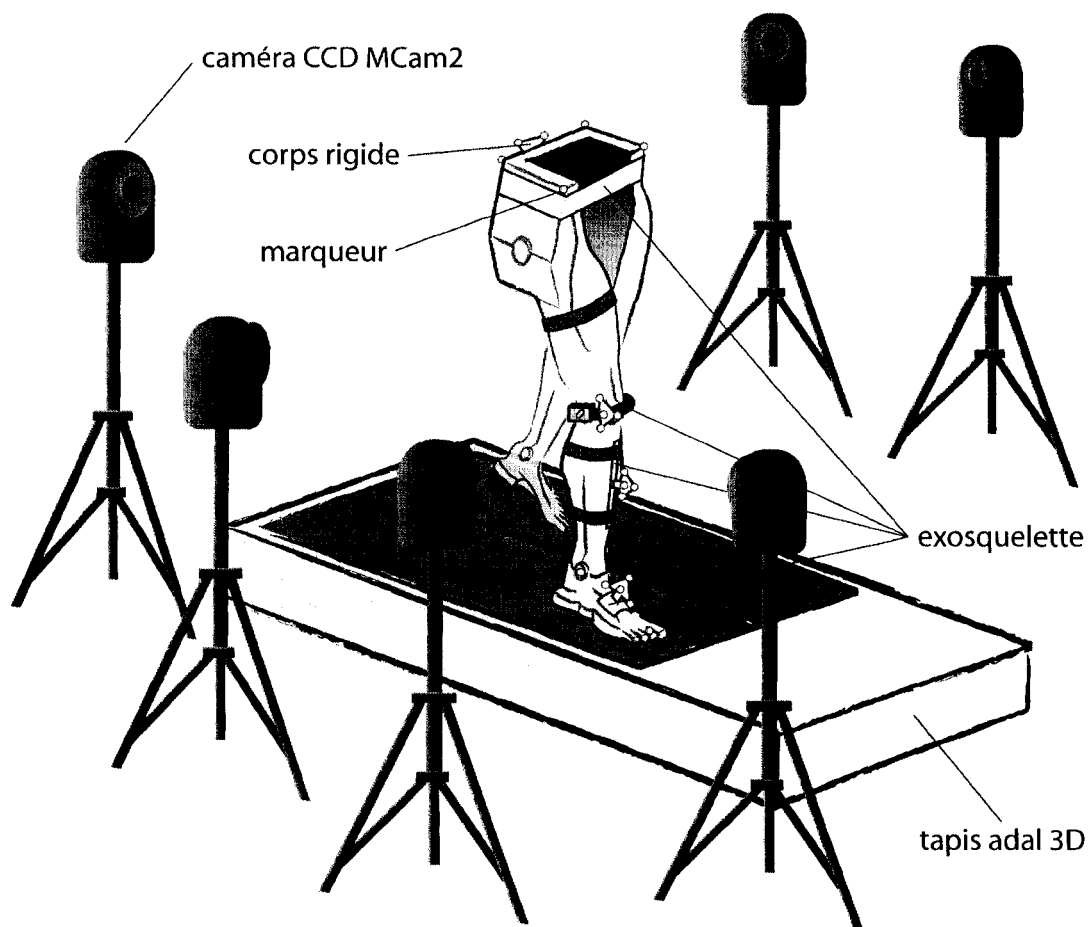


Figure 7 Illustration d'une acquisition de marche au LIO

le mouvement de chaque segment. Ces données, nouvellement calculées sont des données préliminaires pour le calcul des FCFT lors de la marche. De ce fait, la suite de cette section va détailler dans une première étape le calcul de la matrice de passage permettant d'exprimer dans le repère global les mouvements du repère lié à chaque corps rigide. Cette matrice calculée à chaque image de l'acquisition de marche, permet dans une seconde étape, de calculer les trajectoires des centres articulaires du membre inférieur analysé. Dans une troisième étape, ce sont les matrices de rotation des segments qui sont calculées. Ces dernières permettent dans une quatrième étape de calculer les angles de rotation des segments autour des axes des repères segmentaires. Finalement, la cinquième étape pré-

sente le calcul des forces et les moments d'action du pied sur le sol, situé au contact du pied avec le tapis roulant.

4.1.1 Calcul des matrices de passage exprimant dans le repère global les mouvements du repère lié à chaque corps rigide

Avant tout calcul basé sur les positions 3D des marqueurs réfléchissants, il est nécessaire de filtrer les composantes de chaque marqueur. Ce filtrage permet, dans le cas d'une analyse de marche, de supprimer les hautes fréquences, rendant possible par exemple l'utilisation de la double dérivée pour calculer des accélérations. Le filtrage des données est effectué par un filtre de Butterworth sans déphasage avec une fréquence de coupure finale de 8 Hz et un ordre final égal à 4.

Chaque corps rigide fixé sur l'exosquelette contient quatre marqueurs. Grâce aux coordonnées 3D de ces marqueurs, il est possible de construire un repère lié à chaque corps rigide. On obtient ainsi, exprimé dans le repère global, l'orientation du repère lié au corps rigide ainsi que la position de son centre. La méthode retenue au LIO pour construire ces repères comprend quatre étapes :

- Détermination du repère lié à chaque corps rigide lors d'une acquisition en statique ;
- Expression des coordonnées 3D des marqueurs – fixés sur chaque corps rigide – dans le repère lié à chaque corps rigide ;
- Acquisition de données où les coordonnées 3D des marqueurs fixés sur les corps rigides sont exprimés dans le repère global ;
- Détermination – pour chaque corps rigide – d'une matrice de passage exprimant dans le repère global l'orientation du repère lié au corps rigide ainsi que son centre.

La détermination des matrices de passage utilise la méthode développée par Horn (1987). Cette méthode nécessite un minimum de trois points exprimés dans un repère local et dans

un repère global. Elle permet de créer une matrice de passage adaptant au mieux les coordonnées 3D des points exprimées dans le repère global pour retrouver celles exprimées dans le repère local. On minimise ainsi l'erreur de reconstruction de chaque repère lié au corps rigide. Dans le cas du LIO, on utilise quatre marqueurs sur chaque corps rigide. On améliore ainsi la reconstruction du repère lié à chaque corps rigide. Cette méthode est certes plus complexe que l'utilisation d'opérations vectorielles sur les coordonnées 3D des marqueurs réfléchissantes exprimées dans le repère global, mais elle permet tout de même de créer un repère lorsqu'un des marqueurs réfléchissants n'est pas vu des caméras (main qui passe devant le marqueur, nombre de caméras insuffisant pour reconstruire les coordonnées 3D du marqueur).

D'un point de vue externe, on peut représenter l'algorithme de Horn (1987) par la fonction écrite dans l'équation (4.1). Cette fonction nécessite deux matrices en entrée appartenant au minimum à l'ensemble des matrices réelles carrées d'ordre 3 (\mathbb{M}^3). Ces matrices contiennent en colonnes les coordonnées des points exprimés respectivement dans le repère local (M_{points}^l) et dans le repère global (M_{points}^g). En sortie, on obtient une matrice de passage (P_l^g) appartenant à \mathbb{M}^4 .

$$P_l^g = f(M_{points}^l, M_{points}^g) \quad (4.1)$$

Le calcul des matrices de passage P_l^g s'effectue pour chaque corps rigide et pour chaque image de l'acquisition de données. La trajectoire des centres articulaires ainsi que l'orientation des repères segmentaires sont calculées à partir de ces matrices de passage.

4.1.2 Calcul des trajectoires des centres articulaires du membre inférieur analysé

L'exosquelette, supposé solidaire au membre inférieur analysé, permet, lors de la phase de calibrage, d'exprimer la position des centres articulaires préalablement définis dans les repères liés aux corps rigides. Pour déterminer la position des centres articulaire durant un essai de marche, il suffit de multiplier les matrices de passage donnant la position des

corps rigides dans le repère global par les coordonnées des centres articulaires exprimés dans le repère lié à chaque corps rigide. La position du centre articulaire de la cheville exprimée dans le repère global se base sur le corps rigide lié au tibia. La position du centre articulaire du genou exprimée dans le repère global se base sur le corps rigide lié au tibia. La position du centre articulaire de la hanche exprimée dans le repère global se base sur le corps rigide lié au fémur.

Le calcul de la position d'un centre articulaire exprimée dans le repère global à chaque image de l'acquisition ($p_{CA_s}^g$) peut s'écrire par l'équation générale (4.2).

$$[p_{CA_s}^g \ 1]^T = P_{CRx}^g \cdot [p_{CA_s}^{CRx} \ 1]^T \quad (4.2)$$

La matrice P_{CRx}^g représente la matrice de passage du corps rigide CRx à chaque image de l'acquisition, exprimée dans le repère global. Le vecteur $p_{CA_s}^{CRx}$, issu du calibrage, représente la position du centre articulaire CA_s exprimée dans le repère lié au corps rigide CRx .

4.1.3 Calcul de l'orientation des repères segmentaires pour le membre inférieur analysé

L'orientation des repères segmentaires lors d'un essai de marche est déterminée par une méthode similaire à celle calculant les trajectoires des centres articulaires. Lors du calibrage, les repères segmentaires sont exprimés dans le repère lié aux corps rigides (P_s^{CRx}). L'orientation du repère segmentaire exprimée dans le repère global (R_s^g) est extrait de la matrice de passage exprimant ce repère segmentaire dans le repère global (P_s^g). Ce calcul, présenté par l'équation (4.3), est à effectuer à chaque image de l'acquisition de données.

$$P_s^g = \begin{bmatrix} R_s^g & p_{O_s}^g \\ 0_{3 \times 3} & 1 \end{bmatrix} = P_{CRx}^g \cdot P_s^{CRx} \quad (4.3)$$

4.1.4 Calcul de la cinématique des articulations du membre inférieur analysé

La cinématique articulaire utilisée dans les modèles M1, M2 et M3 se limite aux angles de flexion de la hanche, du genou et de la cheville. Cet angle de flexion correspond à la différence d'orientation entre les repères de deux segments consécutifs. Ainsi, les angles de F/E de la hanche du genou et de la cheville sont calculés par la différence des axes ML, respectivement, du repère lié au bassin et au fémur, du repère lié au fémur et au tibia, du repère lié au tibia et au pied. Pour obtenir chaque angle, il est nécessaire de calculer dans un premier temps l'orientation du repère lié au segment distal par rapport au repère lié au segment proximal. Cette orientation relative nécessitant l'utilisation de la matrice de rotation du segment proximal exprimé dans le repère global (R_p^g) et de la matrice de rotation du segment distal exprimé dans le repère global (R_d^g) est présenté par l'équation (4.4).

$$R_d^p = (R_p^g)^{-1} \cdot R_d^g \quad (4.4)$$

Ce calcul, effectué pour chaque articulation et chaque image de l'acquisition, permet d'extraire dans un deuxième temps l'angle de F/E grâce à la fonction atan2^b et grâce aux éléments r_{23}^p et r_{33}^p de la matrice de rotation R_d^p (Grood et Suntay, 1983).

Le terme θ_C , déterminé à partir de la matrice de rotation du pied par rapport au tibia (R_p^t), représentera par la suite l'angle de F/E de la cheville.

$$\theta_C = \text{atan2}(r_{23}^t, r_{33}^t) \quad (4.5)$$

Le terme θ_G , déterminé à partir de la matrice de rotation du tibia par rapport au fémur (R_t^f), représentera par la suite l'angle de F/E du genou.

$$\theta_G = \text{atan2}(r_{23}^f, r_{33}^f) \quad (4.6)$$

^bLa fonction trigonométrique atan2(x, y) est bornée entre $-\pi$ et π et permet de connaître l'arctangente de la partie réelle des éléments x et y dans les quatre cadrans du cercle trigonométrique

Le terme θ_H , déterminé à partir de la matrice de rotation du fémur par rapport au bassin (\mathbf{R}_f^b), représentera par la suite l'angle de F/E de la hanche. Il est nécessaire de prendre l'opposé de la fonction atan2 pour que la flexion de la hanche soit positive.

$$\theta_H = -\text{atan2}(r_{23} \mathbf{f}^b, r_{33} \mathbf{f}^b) \quad (4.7)$$

4.1.5 Calcul des forces et des moments d'action du pied sur le sol exprimés au point d'application

La mécanique newtonienne pouvant s'écrire sous différentes formes, l'utilisation de l'expression "forces et moments exprimés au point d'application" sera remplacée par le mot "torseur". Selon Wikipedia (www.wikipedia.com), un torseur est un objet mathématique servant principalement en mécanique du solide indéformable, modélisant les interactions entre des solides et la description de leurs mouvements. Un torseur est constitué d'un champ vectoriel uniforme dont la valeur en tout point est nommée résultante \vec{F}_R et d'un champ vectoriel des moments dont la valeur en un point P est notée \vec{M}_P . Ces deux champs sont reliés par la relation de Varignon, représenté par l'équation (4.8)

$$\vec{M}_P = \vec{M}_O + \vec{F}_R \times \vec{OP} = \vec{M}_O + \vec{PO} \times \vec{F}_R \quad (4.8)$$

Chaque bande du tapis roulant ADAL (Tecmachine, Medical Development, France) intègre une plateforme de force composée de 4 capteurs de forces piézo-électriques KISTLER (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Suisse). Ces capteurs (cf. figure 8) permettent de mesurer les forces appliquées sur la plateforme de force en 4 composantes verticales ($f_{z1}, f_{z2}, f_{z3}, f_{z4}$) et en 4 composantes horizontales ($f_{x12}, f_{x34}, f_{y14}, f_{y23}$).

Avant toute confusion, il est nécessaire de différencier l'expression "centre de pression" (COP) et "point d'application du torseur" (PWA). Zatsiorsky (2002) indique que le PWA est l'intersection de la force de réaction au sol avec le sol alors que le COP est l'intersection de la composante verticale des forces de réaction au sol avec le sol. Cette différence se

distingue dans le calcul du COP, supposant les moments horizontaux nuls. La figure 9 illustre cette différence.

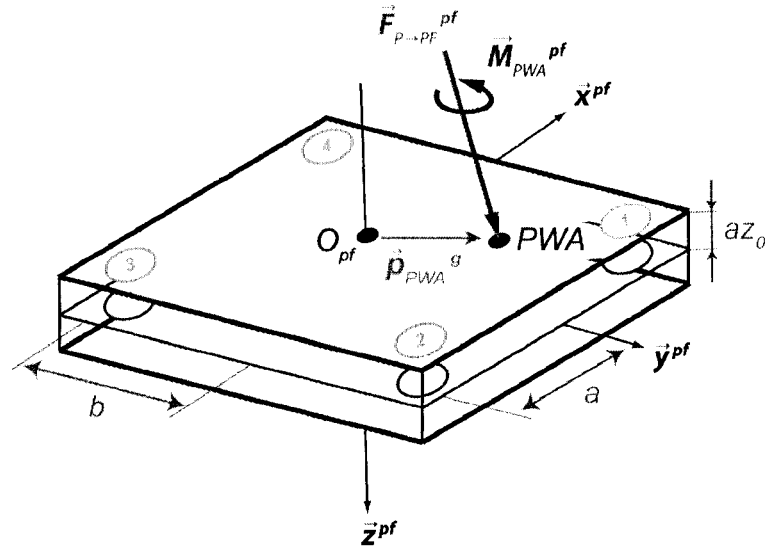


Figure 8 Représentation d'une plateforme de force

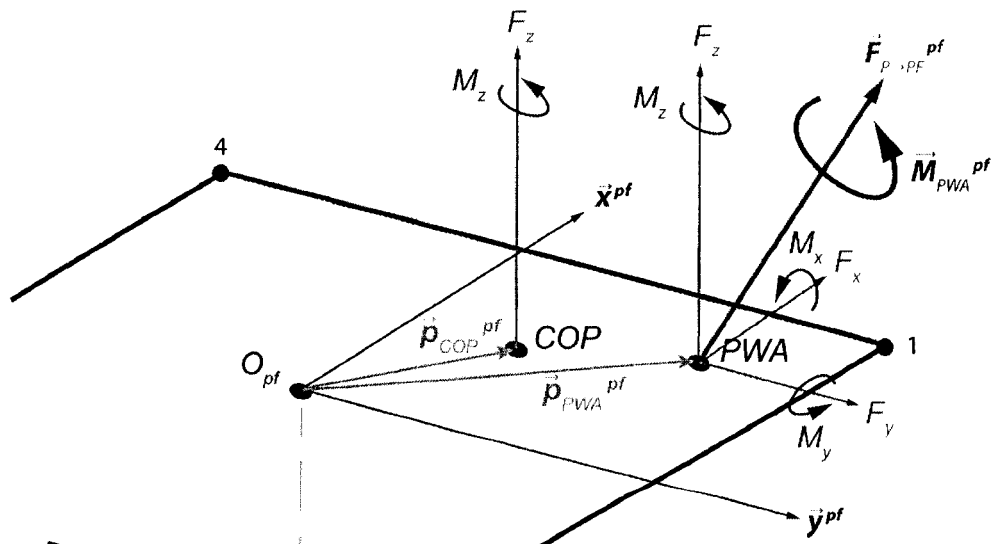


Figure 9 Illustration de la différence entre le COP et le PWA

Le calcul du torseur d'action du pied sur le sol au PWA, exprimé dans le repère global nécessite tout d'abord de filtrer les signaux résultants des plateformes de force. Ensuite, il est important de supprimer la dérive de ces signaux filtrés. Si le filtrage est une étape nécessaire due à l'influence de l'environnement sur la mesure (saut d'alimentation, électricité statique, etc.), la suppression de la dérive, elle, a été constatée expérimentalement par des mesures à vide. La dérive des signaux correspond à une droite dont les coefficients varient à chaque expérimentation. Le filtrage des données est effectué par un filtre de Butterworth sans déphasage avec une fréquence de coupure finale de 30 Hz et un ordre final égal à 4. La suppression automatique de la dérive développée dans cette étude (cf. annexe 2) est spécifique à l'analyse de la marche. Elle permet de supprimer la dérive sur les 8 composantes sortantes de chaque plateforme de force.

Le torseur d'action du pied sur le sol à l'origine de la plateforme de force (O_{pf}), exprimé dans le repère de la plateforme est calculé à partir des forces traitées ($f'_{z1}, f'_{z2}, f'_{z3}, f'_{z4}, f'_{x12}, f'_{x34}, f'_{y14}, f'_{y23}$). La représentation matricielle du calcul de ce torseur est formulé par les équations (4.9) et (4.10). Les paramètres a , b et z_0 , utilisés dans l'équation (4.10) et représentés dans la figure 8, sont les composantes du vecteur défini par l'origine du repère en surface de la plateforme de force (O_{pf}) et la jauge de force située dans le cadran postif (jauge 1).

$$\left\{ \mathcal{T}_{(P \rightarrow PF)} \right\}_{O_{pf}}^{pf} = \left\{ \begin{array}{c} \vec{F}_{(P \rightarrow PF)} \\ \vec{M}_{O_{pf}} \end{array} \right\}_{O_{pf}}^{pf} = \left[\begin{array}{c} f_{PF}^{pf} \\ m_{O_{pf}}^{pf} \end{array} \right] = \left[\begin{array}{c} f_{PFx}^{pf} \\ f_{PFy}^{pf} \\ f_{PFz}^{pf} \\ m_{O_{pf}x}^{pf} \\ m_{O_{pf}y}^{pf} \\ m_{O_{pf}z}^{pf} \end{array} \right] \quad (4.9)$$

$$\begin{bmatrix} f_{P_F x}^{pf} \\ f_{P_F y}^{pf} \\ f_{P_F z}^{pf} \\ m_{O_{pf} x}^{pf} \\ m_{O_{pf} y}^{pf} \\ m_{O_{pf} z}^{pf} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f'_{x12} + f'_{x34} \\ f'_{y14} + f'_{y23} \\ f'_{z1} + f'_{z2} + f'_{z3} + f'_{z4} \\ b \cdot (-f'_{z1} + f'_{z2} - f'_{z3} - f'_{z4}) + a_{z0} \cdot (f'_{y14} + f'_{y23}) \\ a \cdot (-f'_{z1} + f'_{z2} + f'_{z3} - f'_{z4}) - a_{z0} \cdot (f'_{x12} + f'_{x34}) \\ b \cdot (-f'_{x12} + f'_{x34}) + a \cdot (f'_{y14} - f'_{y23}) \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

Le calcul du torseur d'action du pied sur le sol au PWA nécessite de connaître la trajectoire du PWA dans le repère de la plateforme de force. Le calcul de la trajectoire du PWA dans le repère associé à la plateforme de force est présenté par Zatsiorsky (2002), reprenant les travaux de Shimba (1984). Ces formules, présentées dans l'équation (4.11), tiennent compte du frottement du pied sur le support et des moments horizontaux.

$$\mathbf{p}_{PWA}^{pf} = \begin{bmatrix} \frac{f_{P_F y}^{pf} \cdot m_{O_{pf} z}^{pf} - f_{P_F z}^{pf} \cdot m_{O_{pf} y}^{pf}}{\|\mathbf{f}_{P_F}^{pf}\|^2} \\ \frac{f_{P_F z}^{pf} \cdot m_{O_{pf} x}^{pf} - f_{P_F x}^{pf} \cdot m_{O_{pf} z}^{pf}}{\|\mathbf{f}_{P_F}^{pf}\|^2} \\ 0 \\ \frac{(f_{P_F x}^{pf})^2 \cdot m_{O_{pf} y}^{pf} - f_{P_F x}^{pf} \cdot f_{P_F y}^{pf} \cdot m_{O_{pf} x}^{pf}}{\|\mathbf{f}_{P_F}^{pf}\| \cdot f_{P_F z}^{pf}} \\ \frac{f_{P_F x}^{pf} \cdot f_{P_F y}^{pf} \cdot m_{O_{pf} y}^{pf} - (f_{P_F y}^{pf})^2 \cdot m_{O_{pf} x}^{pf}}{\|\mathbf{f}_{P_F}^{pf}\| \cdot f_{P_F z}^{pf}} \end{bmatrix} \quad (4.11)$$

Tous les éléments sont là pour exprimer le torseur d'action du pied sur le sol situé au PWA dans le repère lié à la plateforme de force (cf. équation (4.12)). Ce calcul passe par la relation de Varignon, représentée par l'équation (4.8).

$$\begin{aligned}
\left\{ T_{(P \rightarrow PF)} \right\}_{PWA}^{pf} &= \left\{ \begin{array}{c} \vec{F}_{(P \rightarrow PF)} \\ \vec{M}_{PWA} \end{array} \right\}_{PWA}^{pf} \\
&= \left\{ \begin{array}{c} \vec{F}_{(P \rightarrow PF)} \\ \vec{M}_{O_{pf}} + \vec{F}_{(P \rightarrow PF)} \times \vec{p}_{PWA} \end{array} \right\}_{PWA}^{pf} \quad (4.12)
\end{aligned}$$

Finalement, il ne reste plus qu'à exprimer le tout dans le repère global. Ce dernier point se base sur la matrice de passage entre le repère de la plateforme de force et le repère global. Cette matrice 4×4 peut se représenter par une matrice de rotation 3×3 et un vecteur translation 3×1 . Ils effectuent un changement de repère sur les coordonnées du PWA ainsi que sur le torseur d'action du pied sur le sol. Ces transformations s'illustrent par la figure 10.

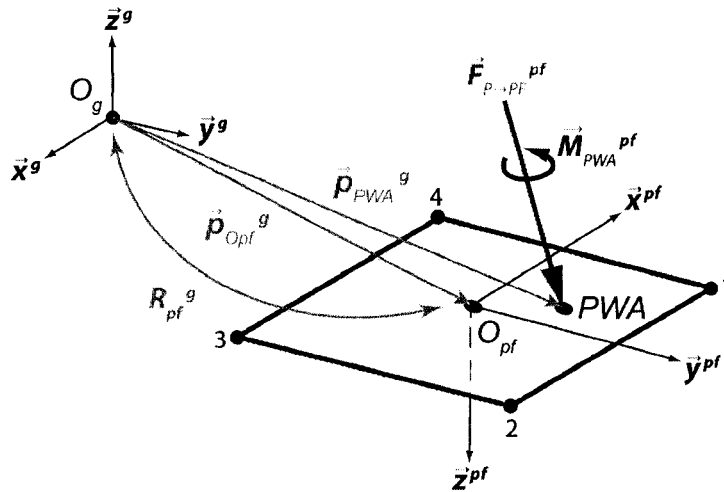


Figure 10 Passage du repère de la plateforme au repère global

Matriciellement, ces transformations s'écrivent par les équations (4.13) et (4.14)

$$\begin{bmatrix} f_{P_{PF}}^g \\ m_{PWA}^g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{pf}^g & 0_{3 \times 3} \\ 0_{3 \times 3} & R_{pf}^g \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} f_{P_{PF}}^{pf} \\ m_{PWA}^{pf} \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

$$\begin{bmatrix} p_{PWA}^g \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{pf}^g & p_{O_{pf}}^{pf} \\ 0_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} p_{PWA}^{pf} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.14)$$

Le vecteur $p_{O_{pf}}^g$ représente la translation entre l'origine du repère global et l'origine liée à la plateforme de force. La matrice R_{pf}^g représente les rotations effectuées par le système de coordonnées du repère lié à la plateforme pour être colinéaire au système de coordonnées du repère global.

4.2 Estimation des forces et des moments inter-segmentaires dans le membre inférieur lors de la marche

Les forces et les moments inter-segmentaires – que l'on nomme aussi forces et moments nets, forces et moments articulaires, forces et moments de réaction articulaires – représentent les forces et les moments externes appliqués sur les articulations. En fait, ils représentent la résultante des forces et des moments internes de chaque articulation. Ces forces et ces moments internes sont les actions de contact, les actions musculaires et les actions ligamentaires. La détermination des forces et des moments inter-segmentaires du membre inférieur est donc indispensable pour l'estimation des forces de contact fémoro-tibiales (FCFT) par une méthode de réduction.

4.2.1 Description du calcul récursif des torseurs inter-segmentaires du membre inférieur dans le repère global

La détermination des forces et des moments inter-segmentaires du membre inférieur (pied, jambe, cuisse) se base sur Dumas et al. (2004). Le modèle permet de calculer récursivement les forces et les moments inter-segmentaires dans le repère global sans étapes intermédiaires. Pour cela, Dumas et al. (2004) représentent les contraintes externes par des

torseurs exprimés dans le repère global. Le formalisme proposé par Dumas et al. (2004) étant générique, on propose de l'explicitier pour le membre inférieur. La détermination des torseurs inter-segmentaires du membre inférieur nécessite la modélisation du pied, de la jambe et de la cuisse (cf. figure 11). Chaque segment est composé d'un point proximal, d'un point distal, d'un centre de masse et d'un tenseur d'inertie. Que ce soit le pied, la jambe ou la cuisse, chaque segment subit les contraintes liées à la gravité, à sa dynamique, au segment proximal et au segment distal. La liaison entre chaque segment étant supposée parfaite, la troisième loi du mouvement de Newton^c peut s'appliquer. Ainsi, dans une même repère, le torseur distal du segment (S) analysé est supposé égal au torseur de réaction inter-segmentaire du segment distal (Sd).

La détermination du torseur inter-segmentaire de la jambe sur le pied exprimé dans le repère global est détaillée pour mieux comprendre l'écriture générique récursive de Dumas et al. (2004), représenté par l'équation (4.28).

^cTroisième loi de Newton ou principe d'action réciproque : *Tout corps A exerçant une force sur un corps B subit une force d'intensité égale, mais de sens opposé, exercée par le corps B.* Ces forces ont la même droite d'action, des sens opposés et la même norme. Ces deux forces sont toujours directement opposées, que A et B soient immobiles ou en mouvement. $\vec{F}_{(A \rightarrow B)} = -\vec{F}_{(B \rightarrow A)}$

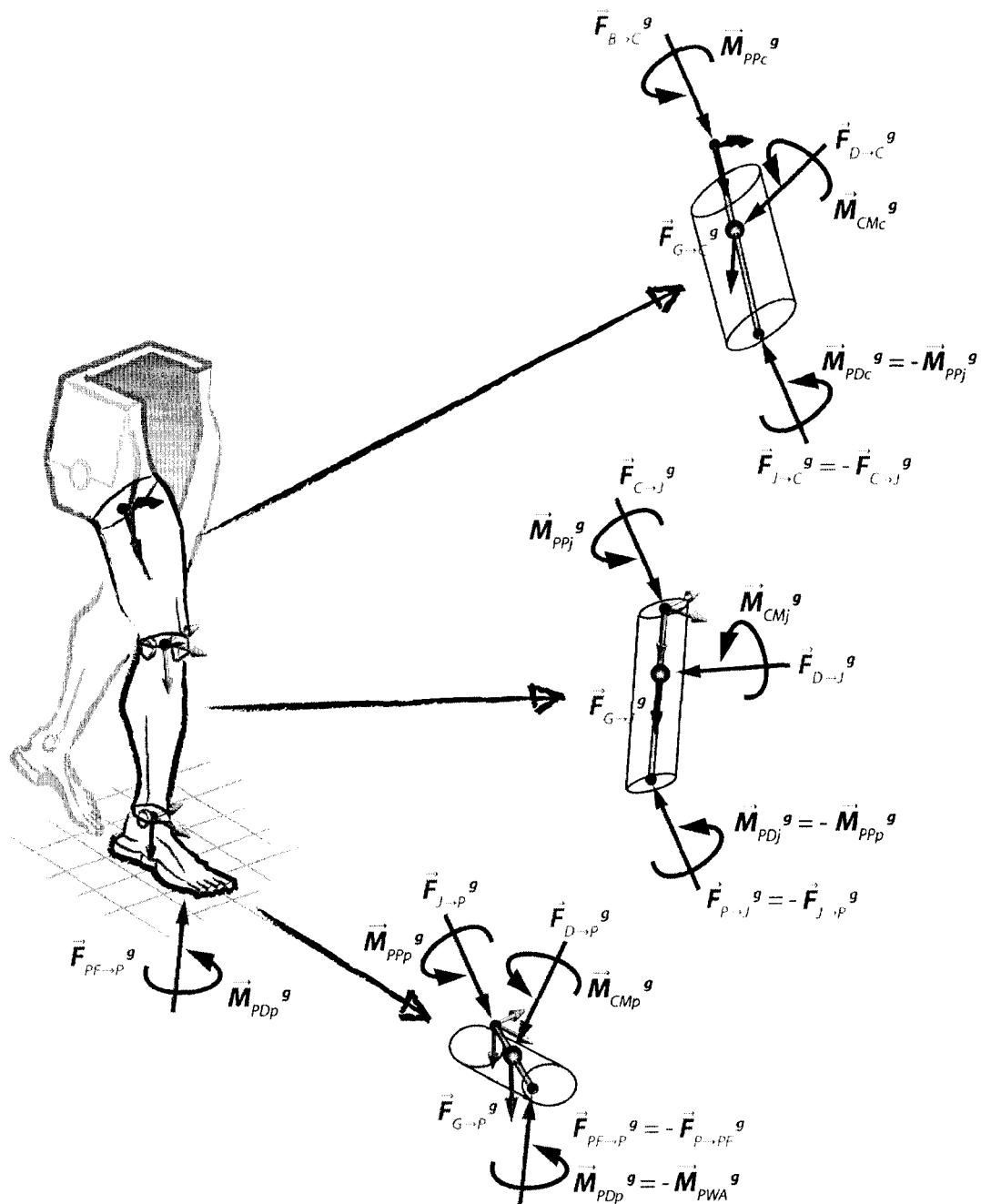


Figure 11 Représentation du modèle de dynamique inverse utilisé pour le membre inférieur

4.2.1.1 Détermination du torseur proximal du pied

La détermination du torseur inter-segmentaire de la jambe sur le pied exprimé dans le repère global passe par l'isolation de la représentation segmentaire du pied (cf. figure 12). Cette première étape permet d'extraire les contraintes externes appliquées sur le pied.

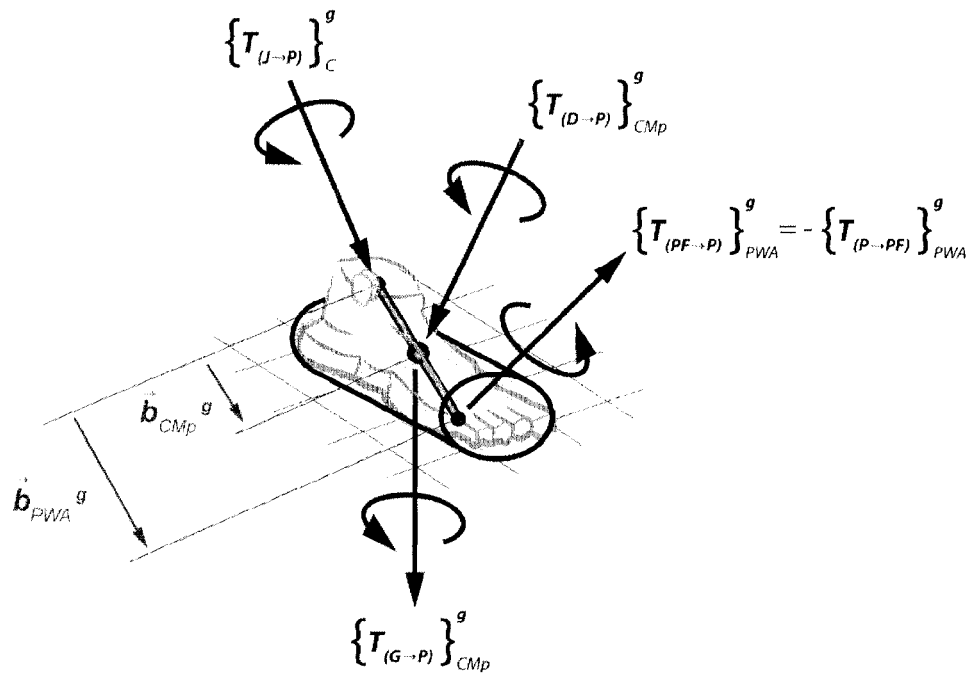


Figure 12 Représentation des torseurs externes appliqués sur le segment du pied

4.2.1.1.1 Détermination des torseurs externes appliqués sur le pied

Le torseur au point proximal correspond au torseur inter-segmentaire de la cheville. Ce sont les données à déterminer.

$$\left\{ \mathcal{T}_{(J \rightarrow P)} \right\}_C^g = \left\{ \begin{array}{c} \vec{F}_{(P \rightarrow PF)} \\ \vec{M}_C \end{array} \right\}_C^g \quad (4.15)$$

Le torseur du poids du pied est appliqué au centre de masse du pied (CM_p).

$$\left\{ \mathcal{T}_{(G \rightarrow P)} \right\}_{CM_p}^g = \left\{ \begin{array}{c} m_p \cdot \vec{g} \\ \vec{0} \end{array} \right\}_{CM_p}^g \quad (4.16)$$

Le scalaire m_p représente la masse du pied. Le vecteur \vec{g}^g représente la gravité dans le repère global. Le repère global étant un repère galiléen avec le vecteur \vec{z}_g comme axe verticale, la gravité peut s'écrire $\vec{g}^g = g \cdot \vec{z}_g$. La constante g est égale à $9.81 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$.

Le torseur de la dynamique du pied (accélération linéaire, moment inertiel, moment gyroscopique) est appliqué au centre de masse du pied (CM_p).

$$\left\{ \mathcal{T}_{(D \rightarrow P)} \right\}_{CM_p}^g = \left\{ \begin{array}{c} m_p \cdot \vec{a}_{CM_p} \\ d\vec{H}_p/dt = \bar{\bar{I}}_p \cdot \vec{\alpha}_p + \vec{\omega}_p \times \bar{\bar{I}}_p \cdot \vec{\omega}_p \end{array} \right\}_{CM_p}^g \quad (4.17)$$

Le vecteur $\vec{a}_{CM_p}^g$ représente l'accélération linéaire du pied dans le repère global. Le moment dynamique est la dérivée par rapport au temps du moment cinétique angulaire. Le moment dynamique est composé du moment inertiel ($\bar{\bar{I}}_p \cdot \vec{\alpha}_p$) et du moment gyroscopique ($\vec{\omega}_p \times \bar{\bar{I}}_p \cdot \vec{\omega}_p$). Le tenseur $\bar{\bar{I}}_p^g$ représente l'inertie tridimensionnelle (3D) du pied dans le repère global. Le vecteur $\vec{\omega}_p^g$ contient la vitesse angulaire du pied.

Le torseur au point distal correspond à l'opposé du torseur de réaction du pied sur le sol.

$$\left\{ \mathcal{T}_{(PF \rightarrow P)} \right\}_{PWA}^g = \left\{ \begin{array}{c} \vec{F}_{(PF \rightarrow P)} \\ \vec{M}_{PWA} \end{array} \right\}_{PWA}^g = - \left\{ \mathcal{T}_{(P \rightarrow PF)} \right\}_{PWA}^g \quad (4.18)$$

4.2.1.1.2 Calcul du torseur proximal au pied

La détermination du torseur proximal du pied, nécessite d'exprimer les torseurs des contraintes externes au point C .

$$\left\{ \mathcal{T}_{(G \rightarrow P)} \right\}_C^g = \left\{ \begin{array}{c} m_p \cdot \vec{g} \\ \vec{0} + m_s \cdot \vec{b}_{CM_p} \times \vec{g} \end{array} \right\}_C^g \quad (4.19)$$

$$\left\{ \mathcal{T}_{(D \rightarrow P)} \right\}_C^g = \left\{ \begin{array}{c} m_p \cdot \vec{a}_{CM_p} \\ \vec{I}_p \cdot \vec{\alpha}_p + \vec{\omega}_p \times \vec{I}_p \cdot \vec{\omega}_p - m_p \cdot \vec{b}_{CM_p} \times \vec{a}_{CM_p} \end{array} \right\}_C^g \quad (4.20)$$

$$\left\{ \mathcal{T}_{(PF \rightarrow P)} \right\}_C^g = \left\{ \begin{array}{c} -\vec{F}_{(P \rightarrow PF)} \\ -\vec{M}_{PWA} - \vec{b}_{PWA} \times -\vec{F}_{(P \rightarrow PF)} \end{array} \right\}_C^g \quad (4.21)$$

Le vecteur $\vec{b}_{CM_p}^g$ représente la différence entre les coordonnées du centre de masse du segment et celles du point proximal du segment dans le repère global. Ce vecteur représente le bras de levier du centre de masse du segment exprimé dans le repère global. Le vecteur \vec{b}_{PWA}^g contient les composantes du bras de levier du point distal du segment exprimé dans le repère global.

En utilisant la deuxième loi du mouvement de Newton^d, la détermination du torseur proximal du pied s'écrit sous la forme de l'équation (4.22).

$$\left\{ \mathcal{T}_{(J \rightarrow P)} \right\}_C^g = \left\{ \mathcal{T}_{(D \rightarrow P)} \right\}_C^g - \left\{ \mathcal{T}_{(G \rightarrow P)} \right\}_C^g - \left\{ \mathcal{T}_{(PF \rightarrow P)} \right\}_C^g \quad (4.22)$$

^dDeuxième loi de Newton ou principe fondamental de la dynamique : Si la masse d'un corps est constante, l'accélération subie par un corps de masse m est proportionnelle à la résultante des forces qu'il subit, et inversement proportionnelle à sa masse m . $\sum \mathbf{F}_i = m \mathbf{a}$

Le développement matriciel de l'équation (4.22) permet d'écrire les équations (4.23), (4.24), (4.25) et (4.26).

$$\begin{bmatrix} f_{J_P}^g \\ m_C^g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_p \cdot a_{CM_p}^g \\ I_p^g \cdot \alpha_p^g + \tilde{\Omega}_p^g \cdot I_p^g \cdot \omega_p^g - m_p \cdot \tilde{B}_{CM_p}^g \cdot a_{CM_p}^g \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} m_p \cdot g^g \\ 0 - m_p \cdot \tilde{B}_{CM_p}^g \cdot g^g \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} -f_{P_{PF}}^g \\ -m_{PWA}^g - P_{PWA}^g \cdot -f_{P_{PF}}^g \end{bmatrix} \quad (4.23)$$

Les matrices $\tilde{B}_{CM_p}^g$, \tilde{B}_{PWA}^g et $\tilde{\Omega}_p^g$ sont les matrices anti-symétriques dans \mathbb{M}^3 , respectivement, des vecteurs $b_{CM_p}^g$, b_{PWA}^g et ω_s^g . L'écriture générale d'une matrice anti-symétrique est donnée par l'équation (4.27).

$$\begin{bmatrix} f_{J_P}^g \\ m_C^g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_p \cdot (a_{CM_p}^g - g^g) \\ I_p^g \cdot \alpha_p^g + \tilde{\Omega}_p^g \cdot I_p^g \cdot \omega_p^g - m_p \cdot \tilde{B}_{CM_p}^g \cdot (a_{CM_p}^g - g^g) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} f_{P_{PF}}^g \\ m_{PWA}^g - \tilde{B}_{PWA}^g \cdot f_{P_{PF}}^g \end{bmatrix} \quad (4.24)$$

$$\begin{bmatrix} f_{J_P}^g \\ m_C^g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_p \cdot (a_{CM_p}^g - g^g) \\ -m_p \cdot \tilde{B}_{CM_p}^g \cdot (a_{CM_p}^g - g^g) + I_p^g \cdot \alpha_p^g \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0_{3 \times 1} \\ \tilde{\Omega}_p^g \cdot I_p^g \cdot \omega_p^g \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} f_{P_{PF}}^g \\ m_{PWA}^g - \tilde{B}_{PWA}^g \cdot f_{P_{PF}}^g \end{bmatrix} \quad (4.25)$$

$$\begin{bmatrix} f_{J_P}^g \\ m_C^g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_p \cdot E_{3 \times 3} & 0_{3 \times 3} \\ -m_p \cdot \tilde{B}_{CM_p}^g & I_p^g \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} a_{CM_p}^g - g^g \\ \alpha_p^g \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0_{3 \times 1} \\ \tilde{\Omega}_p^g \cdot I_p^g \cdot \omega_p^g \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} E_{3 \times 3} & 0_{3 \times 3} \\ -\tilde{B}_{PWA}^g & E_{3 \times 3} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} f_{P_{PF}}^g \\ m_{PWA}^g \end{bmatrix} \quad (4.26)$$

La matrice $E_{3 \times 3}$ est la matrice identité dans \mathbb{M}^3 .

$$\tilde{M} = \begin{bmatrix} 0 & -m_z & m_y \\ m_z & 0 & -m_x \\ -m_y & m_x & 0 \end{bmatrix} \quad (4.27)$$

4.2.1.2 Généralisation de la détermination du torseur proximal dans le repère global

L'équation (4.26) représente la formulation de Dumas et al. (2004) appliquée au pied. L'écriture matricielle générique récursive de l'équation (4.28) permet donc de connaître tour à tour le torseur inter-segmentaire de la jambe sur le pied, de la cuisse sur la jambe et du bassin sur la cuisse, tous exprimés dans le repère global. Par abus de langage, ces torseurs sont aussi nommés torseur inter-segmentaire de la cheville, du genou et de la hanche. En fait, il faut comprendre, le torseur d'action de la jambe sur le pied situé à la cheville, le torseur d'action de la cuisse sur la jambe situé au genou, le torseur d'action du bassin sur la cuisse situé à la hanche.

$$\begin{bmatrix} f_{Sp_s}^g \\ m_{PP_s}^g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_s \cdot E_{3 \times 3} & 0_{3 \times 3} \\ m_s \cdot \tilde{B}_{CM_s}^g & I_s^g \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} a_{CM_s}^g - g^g \\ \alpha_s^g \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0_{3 \times 1} \\ \tilde{\Omega}_s^g \cdot I_s^g \cdot \omega_s^g \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} E_{3 \times 3} & 0_{3 \times 3} \\ \tilde{B}_{PD_s}^g & E_{3 \times 3} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} f_{Ssd}^g \\ m_{PD_s}^g \end{bmatrix} \quad (4.28)$$

Les calculs des torseurs inter-segmentaires étant explicités, il faut encore calculer les paramètres nécessaires.

4.2.2 Calcul des paramètres nécessaires au calcul des torseurs inter-segmentaires du membre inférieur

Pour chaque segment, le calcul du torseur proximal dans le repère global nécessite :

- le bras de levier du centre de masse du segment exprimé dans le repère global :

$$b_{CM_s}^g ;$$

- le bras de levier du point distal du segment exprimé dans le repère global : $\mathbf{b}_{PD_s}^g$;
- la matrice d’inertie de chaque segment exprimé au centre de masse, dans le repère global : \mathbf{I}_s^g ;
- l’accélération linéaire du centre de masse du segment exprimé dans le repère global : $\mathbf{a}_{CM_s}^g$;
- la vitesse angulaire du segment exprimée dans le repère global : $\boldsymbol{\omega}_s^g$;
- l’accélération angulaire du segment exprimée dans le repère global : $\boldsymbol{\alpha}_s^g$;
- le torseur d’action du segment proximal sur le segment distal exprimé dans le repère global : $\left\{ \mathbf{T}_{(S \rightarrow Sd)} \right\}_{PD_s}^g$.

Si le torseur d’action du segment proximal sur le segment distal est déjà connu (torseur d’action du pied sur le sol) ou sera calculé récursivement (torseur inter-segmentaire de la cheville, du genou et de la hanche), tous les autres paramètres doivent être préalablement calculés. Pour ce faire, Dumas et al. (2004) proposent de calculer ces paramètres grâce aux quaternions^e des segments exprimés dans le repère global (\mathbf{q}_s).

4.2.2.1 Calcul de l’accélération linéaire des segments

L’accélération linéaire du centre de masse d’un segment dans le repère global est obtenue par la double dérivation de la position de ce centre de masse. Numériquement, une dérivation est obtenue en utilisant l’opérateur de différenciation centrale δ . La différenciation centrale du point P au temps t permet de connaître sa vitesse.

$$\mathbf{v}_{P_t} = \dot{\mathbf{p}}_{P_t} = \delta(\mathbf{p}_{P_t}) = \frac{\mathbf{p}_{P_{t+1}} - \mathbf{p}_{P_{t-1}}}{2 \cdot \Delta t} \quad (4.29)$$

Le calcul de la vitesse nécessite de connaître la position du point P au temps $t + 1$ et $t - 1$. Le scalaire Δt représente l’intervalle de temps entre t et $t + 1$.

^eUn quaternion représente l’orientation d’un repère par rapport à un autre sous la forme d’un scalaire (q_s) et d’un vecteur 3×1 (\mathbf{q}_s). Pour plus d’information, voir l’article de Chou (1992)

Pour obtenir l'accélération linéaire du point P , on prend la différenciation centrale de la vitesse du point P , ou encore la différenciation centrale de la différenciation centrale de la position du point P .

$$\mathbf{a}_{P_t} = \dot{\mathbf{v}}_{P_t} = \delta(\mathbf{v}_{P_t}) = \frac{\mathbf{v}_{P_{t+1}} - \mathbf{v}_{P_{t-1}}}{2 \cdot \Delta t} \quad (4.30)$$

$$\mathbf{a}_{P_t} = \ddot{\mathbf{p}}_{P_t} = \delta(\delta(\mathbf{p}_{P_t})) = \frac{\mathbf{p}_{P_{t+1}} - 2 \cdot \mathbf{p}_{P_t} + \mathbf{p}_{P_{t-1}}}{\Delta t^2} \quad (4.31)$$

Toutefois, comme indiqué par la suite, la littérature exprime les coordonnées des centres de masse des segments dans des repères segmentaires. Avant toute dérivation numérique, il est donc nécessaire d'exprimer les centres de masse dans le repère global. Dumas et al. (2004) utilise l'algèbre des quaternions pour effectuer le changement de repère et faire la double dérivation.

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} 0 \\ \mathbf{a}_{CM_s}^g \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} 0 \\ \mathbf{a}_{PP_s}^g \end{bmatrix} + \ddot{\mathbf{q}}_s \otimes \begin{bmatrix} 0 \\ \mathbf{p}_{CM_s}^s \end{bmatrix} \otimes \mathbf{q}_s^* \\ &+ 2 \cdot \left(\dot{\mathbf{q}}_s \otimes \begin{bmatrix} 0 \\ \mathbf{b}_{CM_s}^s \end{bmatrix} \otimes \dot{\mathbf{q}}_s^* \right) + \mathbf{q}_s \otimes \begin{bmatrix} 0 \\ \mathbf{b}_{CM_s}^s \end{bmatrix} \otimes \ddot{\mathbf{q}}_s^* \end{aligned} \quad (4.32)$$

Les opérateurs $\otimes, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}, \mathbf{q}^*$ appartiennent à l'algèbre des quaternions, détaillés dans les articles de Chou (1992) et Dumas et al. (2004).

4.2.2.2 Calcul de la vitesse angulaire et de l'accélération angulaire des segments

À partir du quaternion \mathbf{q}_s , représentant l'orientation du segment dans le repère global, les équations (4.33) et (4.34) permettent de calculer respectivement la vitesse angulaire du segment (ω_s^g) et son accélération angulaire (α_s^g) dans le repère global.

$$\begin{bmatrix} 0 \\ \omega_s \end{bmatrix} = 2 \cdot \dot{q}_s \otimes q_s^* \quad (4.33)$$

$$\begin{bmatrix} 0 \\ \alpha_s \end{bmatrix} = 2 \cdot (\ddot{q}_s \otimes q_s^* + \dot{q}_s \otimes \dot{q}_s^*) \quad (4.34)$$

4.2.2.3 Calcul de la matrice d'inertie d'un segment dans le repère global

La matrice d'inertie de chaque segment exprimé dans le repère global (I_s^g) est calculée à partir de la matrice d'inertie de chaque segment exprimé dans les repères segmentaires (I_s^s).

$$I_s^g = R_s^g \cdot I_s^s \cdot (R_s^g)^{-1} \quad (4.35)$$

La matrice R_s^g est une matrice de rotation dans \mathbb{M}^3 obtenue à partir des quaternions (Dumas et al., 2004).

$$R_s^g = (q_{ss}^2 + q_{sv}^T \cdot q_{sv}) \cdot E_{3 \times 3} + 2 \cdot q_{sv} \cdot q_{sv}^T + 2 \cdot q_{ss} \cdot \tilde{Q}_{sv} \quad (4.36)$$

4.2.2.4 Calcul des paramètres segmentaires dans les repères segmentaires

Le centre de masse ($p_{CM_s}^s$), la masse (m_s) et le tenseur d'inertie (I_s^s) sont rapportés dans la littérature comme les paramètres segmentaires corporels (PSC). Les PSC d'un participant peuvent s'obtenir par mesure (Dumas et al., 2005) ou par calcul (de Leva, 1996). La mesure des PSC requérant des modalités d'imagerie, il n'est pas possible d'utiliser cette méthode dans l'étude présente. Le calcul des PSC se basant sur des données statistiques anthropométriques, il est possible de déterminer les PSC du groupe de participants à partir de mesures effectuées lors du calibrage. L'étude de Pearsall et Reid (1994) recense de nombreuses tables anthropométriques obtenues entre 1850 et 1993. Grâce aux informations fournies par Pearsall et Reid (1994), la sélection de la table anthropométrique s'est

effectuée suivant deux critères. Premièrement, les mesures devaient provenir d'une étude *in vivo* sur une population caucasienne avec un âge similaire à celui de l'étude présente. Deuxièmement, les données anthropométriques devaient permettre le calcul des PSC en 3D. Les données les plus adaptées sont celles rapportées par de Leva (1996). En se basant majoritairement sur les travaux du groupe de Zatsiorsky entre 1983 et 1990, de Leva (1996) propose des paramètres permettant le calcul de la masse (m_s), de la position du centre de masse ($p_{CM_s}^s$) et des inerties (I_s^s) des segments du corps humain. Ces paramètres, déterminés respectivement par les équations (4.37), (4.38), (4.39), ont aussi bien été calculés pour les hommes (n=100, 24 ans, 73.0 kg, 174.1 cm) que pour les femmes (n=15, 19 ans, 61.9 kg, 173.5 cm). La définition des segments est semblable à celle utilisée dans la présente étude. de Leva (1996) modélise les segments du membre inférieur comme des cylindres, délimités par les centres articulaires où dans le cas du pied par le talon et l'extrémité de la deuxième phalange.

$$m_s = m_T \cdot \tilde{m}_s \quad (4.37)$$

$$p_{CM_s}^s = \begin{bmatrix} 0 & 0 & l_s \cdot \tilde{l}_s \end{bmatrix}^T \quad (4.38)$$

$$I_s^s = m_T \cdot l_s^2 \cdot \frac{\tilde{m}_s}{100} \cdot \begin{bmatrix} (\tilde{r}_{st})^2 & 0 & 0 \\ 0 & (\tilde{r}_{ss})^2 & 0 \\ 0 & 0 & (\tilde{r}_{sl})^2 \end{bmatrix} \quad (4.39)$$

Les données nécessaires aux calculs proviennent du calibrage effectué pour chaque participant lors des acquisitions de données.

- m_T est la masse totale du corps ;
- l_s est la longueur du segment.

Les autres paramètres sont issues des tableaux de de Leva(1996) résumés dans le tableau II.

- \tilde{m}_s est le pourcentage déterminant la masse du segment par rapport à la masse totale ;
- \tilde{l}_s est le pourcentage déterminant la position du centre de masse sur l'axe longitudinal du repère lié au segment ;
- \tilde{r}_s correspond à un des rayons de giration du segment exprimé dans son repère segmentaire.

À noter que la position du centre de masse du pied ne se situe pas sur l'axe longitudinal du repère lié au pied, mais entre le marqueur du talon et le marqueur fixé sur l'extrémité de la deuxième phalange. L'expression du centre de masse du pied par rapport au repère lié au pied, à partir des données de de Leva (1996), est représentée par l'équation (4.38).

$$\begin{bmatrix} p_{CM_p}^p \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ l_p \cdot \tilde{l}_p \\ 1 \end{bmatrix} + (P_p^{CR_p})^{-1} \cdot \begin{bmatrix} p_{TAL}^{CR_p} - p_{O_p}^{CR_p} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.40)$$

Le vecteur $p_{O_p}^{CR_p}$ représente la position de l'origine du repère lié au pied exprimé dans le repère lié au corps rigide du pied. Le vecteur $p_{TAL}^{CR_p}$ représente la position du marqueur apposé sur le talon exprimé dans le repère lié au corps rigide du pied.

4.2.3 Expression des torseurs inter-segmentaires dans les repères segmentaires respectifs

L'estimation des FCFT se base sur des torseurs inter-segmentaires exprimés dans les repères segmentaires et non dans le repère global. La transformation nécessaire correspond à la multiplication de l'inverse de la matrice de rotation du repère segmentaire dans le repère global (R_s^g) avec les forces et les moments inter-segmentaires globaux.

$$\begin{bmatrix} f_{Sp_s}^s \\ m_{PP_s}^s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (R_s^g)^{-1} & 0_{3 \times 3} \\ 0_{3 \times 3} & (R_s^g)^{-1} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} f_{Sp_s}^g \\ m_{PP_s}^g \end{bmatrix} \quad (4.41)$$

Tableau II
Données anthropométriques pour le calcul des PSC

Segment	Extrémités		Masse (%) \tilde{m}_s	Centre masse (%) longitudinale \tilde{l}_s	Rayon giration (%)		
	prox.	dist.			sagittal	transverse	longitudinal
					\tilde{r}_{ss}	\tilde{r}_{st}	\tilde{r}_{sl}
données pour les hommes							
cuisse	CAH	CAG	14.16	40.95	32.9	32.9	14.9
jambe	CAG	CAC	4.33	43.95	25.1	24.6	10.2
pied	TAL	E2P	1.37	44.15	25.7	24.5	12.4
données pour les femmes							
cuisse	CAH	CAG	14.78	36.12	36.9	36.4	16.2
jambe	CAG	CAC	4.81	43.52	26.7	26.3	9.2
pied	TAL	E2P	1.29	40.14	29.9	27.9	13.9

CAH : centre articulaire de la hanche

CAG : centre articulaire du genou

CAC : centre articulaire de la cheville

TAL : talon

E2P : extrémité de la deuxième phalange

(Adapté de de Leva, 1996)

L'équation (4.41) est valable pour l'expression des forces et des moments inter-segmentaires de la jambe sur le pied, de la cuisse sur la jambe et du bassin sur la cuisse, respectivement, dans le repère lié au pied, au tibia et au fémur. Cependant, comme indiqué dans la section 4.3.3, estimant les FCFT par le modèle M3, il est nécessaire de représenter le moment inter-segmentaire de la cuisse sur le bassin exprimé dans le repère du bassin. Le calcul de ce moment est obtenu par l'équation (4.42).

$$\begin{bmatrix} f_{CB}^b \\ m_{Ob}^b \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (R_g^b)^{-1} & 0_{3 \times 3} \\ 0_{3 \times 3} & (R_b^b)^{-1} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} -f_{BC}^g \\ -m_{Of}^g \end{bmatrix} \quad (4.42)$$

À noter que les points O_f et O_b sont identiques. Ils représentent le centre articulaire de la tête fémorale. La matrice R_g^b représente la matrice de rotation entre le repère du bassin et

le repère global. Cette matrice s'obtient à partir de l'inverse de la multiplication de la matrice de passage du corps rigide du bassin ($P_{CR_b}^g$) avec la matrice du repère segmentaire du bassin exprimé dans le repère lié au corps rigide du bassin ($P_b^{CR_b}$).

4.2.4 Calcul des torseurs inter-segmentaires à partir d'un fichier C3D

L'application de ces formulations mathématiques aux données obtenues lors des acquisitions de marche des participants nécessite l'utilisation d'un programme de calcul mathématique adapté. Le programme Matlab (The MathWorks, Natick, Massachusetts, États-Unis) est préconisé pour ce genre d'application. Les sections 4.2.1 et 4.2.2 étant déjà couvertes par des fonctions Matlab (The MathWorks, Natick, Massachusetts, États-Unis) existantes au LIO, il restait principalement la programmation de la section 4.1. Représenté sous la forme de la figure 26 en annexe 3, l'ensemble des fonctions programmées sous Matlab (The MathWorks, Natick, Massachusetts, États-Unis) permettent de calculer les torseurs inter-segmentaires du membre inférieur à partir d'une acquisition de données enregistrée dans un fichier binaire C3D ayant la configuration du LIO.

4.3 Estimations des forces de contact fémoro-tibiales lors de la marche

Afin de voir l'influence de la modélisation du membre inférieur sur l'estimation des FCFT, la présente étude compare trois modèles réductionnistes adaptés de la littérature. Ces modèles diffèrent dans le nombre de muscles utilisés, dans la détermination des efforts musculaires ainsi que dans le calcul des FCFT.

4.3.1 Description du modèle M1

Le modèle M1 est une modélisation quasi-statique du genou dans le plan sagittal du repère segmentaire lié au tibia. Ce modèle musculo-squelettique se base sur l'étude de Costigan et al. (2002) et sur l'étude de Thambyah et al. (2005b). Ces études présentent des modéli-

sations similaires du genou. Pour obtenir une solution unique du problème, le modèle M1 fait les hypothèses suivantes :

- les forces et les moments inter-segmentaires sont la conséquence exclusive des forces internes générées par les muscles et les forces de contact articulaire ;
- le moment inter-segmentaire fléchisseur – tendant à la flexion du genou – est la résultante de la contraction des quadriceps ;
- le moment inter-segmentaire extenseur – tendant à l’extension du genou – est la résultante de la contraction des ischio-jambiers ;
- les muscles des quadriceps sont activés simultanément lors de la marche permettant de les regrouper et de les modéliser par une ligne d’action commune ;
- la force générée par les quadriceps (droit du fémur, vaste médial, vaste latéral, vaste intermédiaire) est intégralement transférée dans le ligament rotulien ;
- les muscles des ischio-jambiers (semi-tendineux, biceps fémoral, semi-membraneux) sont activés simultanément lors de la marche permettant de les regrouper et de les modéliser par une ligne d’action commune ;
- les lignes d’action musculaires restent dans le même cadran trigonométrique tout le long d’un cycle de marche ;
- l’articulation fémoro-tibiale est modélisée par une liaison pivot avec des condyles fémoraux cylindriques et des condyles tibiaux plans.
- le contact fémoro-tibial est fixe, situé à la perpendiculaire du point de pivot
- les moments générés par le point de contact sont négligeables dû à un bras de levier très faible.

Cette réduction du problème, représentée par la figure 13 demande donc de connaître les forces et les moments inter-segmentaires du genou, le bras de levier du ligament rotulien, celui des ischio-jambiers, ainsi que leur angle respectif avec l’axe PD du repère tibial (\mathcal{R}_t).

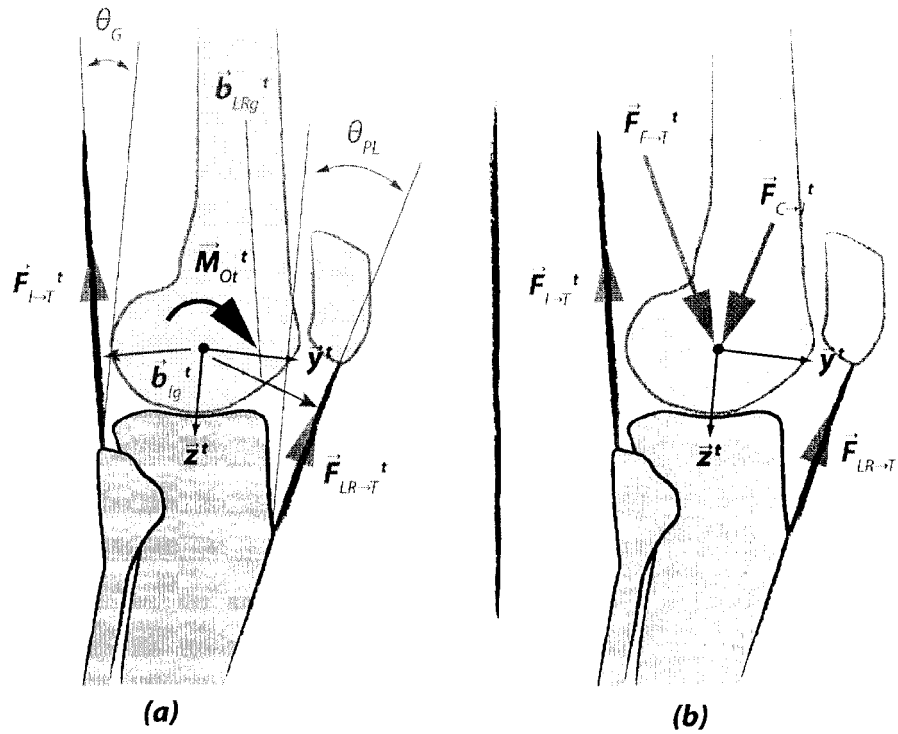


Figure 13 Illustration du modèle biomécanique M1 ; (a) estimation des forces musculaires ; (b) estimation des FCFT

Mécaniquement, le problème vient à résoudre l'équation (4.43).

$$\left\{ \mathcal{T}_{(LR \rightarrow T)} \right\}_{O_t}^t + \left\{ \mathcal{T}_{(I \rightarrow T)} \right\}_{O_t}^t + \left\{ \mathcal{T}_{(F \rightarrow T)} \right\}_{O_t}^t = \left\{ \mathcal{T}_{(C \rightarrow J)} \right\}_{O_t}^t \quad (4.43)$$

Cette équation (4.43) indique que le torseur du fémur sur le tibia exprimé dans le repère tibial est égal à la résultante des forces internes du genou. Ces forces internes sont les forces musculaires des ischio-jambiers, du ligament rotulien et du contact fémoro-tibial.

Le développement de l'équation (4.43) est présenté par l'équation (4.44).

$$\begin{aligned} \left\{ \begin{array}{c} \vec{F}_{(LR \rightarrow T)} \\ \vec{0} + \vec{b}_{LR_t} \times \vec{F}_{(LR \rightarrow T)} \end{array} \right\}_{O_t}^t + \left\{ \begin{array}{c} \vec{F}_{(I \rightarrow T)} \\ \vec{0} + \vec{b}_{I_t} \times \vec{F}_{(I \rightarrow T)} \end{array} \right\}_{O_t}^t \\ + \left\{ \begin{array}{c} \vec{F}_{(C \rightarrow J)} \\ \vec{M}_{O_t} \end{array} \right\}_{O_t}^t = \left\{ \begin{array}{c} \vec{F}_{(C \rightarrow J)} \\ \vec{M}_{O_t} \end{array} \right\}_{O_t}^t \quad (4.44) \end{aligned}$$

Les vecteurs $\vec{b}_{LR_t}^t$ et $\vec{b}_{I_t}^t$ contiennent les composantes des bras de levier du ligament rotulien et des ischio-jambiers exprimés dans le repère lié au tibia. Ces bras de levier passent par l'origine du repère (O_t) et sont perpendiculaires à la ligne d'action modélisant le muscle ou le ligament. L'équation (4.44) représente un système de six équations pouvant avoir au maximum six inconnues pour être résolvable. Toutefois, la modélisation se limitant au plan sagittal, l'équation (4.44) se limite à un système de trois équations avec six inconnues. Ces inconnues sont les composantes PA et PD des FCFT, des forces des ischio-jambiers et des forces du ligament rotulien. Pour résoudre ce problème, il est nécessaire de calculer dans un premier temps les forces musculaires pour pouvoir dans un second temps estimer les FCFT. Comme l'indique les hypothèses faites par ce modèle, le calcul des forces musculaires dépend du signe de la composante LM du moment inter-segmentaire de la cuisse sur la jambe exprimé dans le repère tibial ($m_{O_tx}^t$). Si $m_{O_tx}^t$ est extenseur, alors ce sont les quadriceps qui sont activés, entraînant le calcul des forces musculaires dans le ligament rotulien. Dans le cas où $m_{O_tx}^t$ est fléchisseur, ce sont les ischio-jambiers qui génèrent une force musculaire et donc ce moment.

Dû aux conventions de signe du repère tibial, le moment fléchisseur inter-segmentaire de la cuisse sur la jambe exprimé dans le repère tibial est positif. Ainsi, on peut écrire :

$$\tilde{B}_{LR_g}^t \cdot f_{LR_T}^t = m_{O_t}^t \quad (m_{O_tx}^t < 0) \quad (4.45)$$

$$\tilde{B}_{I_g}^t \cdot f_{I_T}^t = m_{O_t}^t \quad (m_{O_tx}^t > 0) \quad (4.46)$$

Les matrices anti-symétriques $\tilde{B}_{LR_g}^t$ et $\tilde{B}_{I_g}^t$ contiennent respectivement les composantes des bras de levier du ligament rotulien et des ischio-jambiers exprimés dans le repère tibial. Les composantes des forces et des bras de levier musculaires non-nulles ne se trouvent que sur les axes PA et PD du repère tibial dû à une modélisation du genou dans le plan sagittal. Ainsi, les résultats des équations vectorielles (4.45) et (4.45) correspondent à deux composantes non-nulles sur l'axe LM du repère tibial.

$$\begin{bmatrix} -b_{LR_g z}^t \cdot f_{LR_T y}^t + b_{LR_g y}^t \cdot f_{LR_T z}^t \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{O_t x}^t \\ 0 \end{bmatrix} \quad (m_{O_t x}^t < 0) \quad (4.47)$$

$$\begin{bmatrix} -b_{I_g z}^t \cdot f_{I_T y}^g + b_{I_g y}^t \cdot f_{I_T z}^t \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{O_t x}^t \\ 0 \end{bmatrix} \quad (m_{O_t x}^t > 0) \quad (4.48)$$

Les équations (4.47) et (4.46) contiennent chacune deux inconnues qui sont dans les deux cas les composantes PA et PD des forces musculaires. Les données utilisées par Costigan et al. (2002) ou par Thambyah et al. (2005b) ne donnant que les angles entre les lignes d'action musculaires et un des axes du repère tibial, il faut donc utiliser ces angles pour calculer les vecteurs directeurs unitaires musculaires. Les relations présentées dans l'équation (4.49) donnent les composantes des forces musculaires en fonction des angles des lignes d'action. Il faut tout de même noter que ces relations supposent l'utilisation d'angles restant dans le même cadran trigonométrique pendant tout le long d'un cycle de marche.

$$\mathbf{f}_{LR_T}^t = f_{LR_T} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ \sin(\theta_{LR}) \\ -\cos(\theta_{LR}) \end{bmatrix} \quad ; \quad \mathbf{f}_{I_T}^t = f_{I_T} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ -\sin(\theta_I) \\ -\cos(\theta_I) \end{bmatrix} \quad (4.49)$$

Les scalaires f_{LR_T} et f_{I_T} sont respectivement l'amplitude des forces du ligament rotulien et des ischio-jambiers. Les angles θ_{LR} et θ_I représentent les angles entre les lignes d'action musculaires et l'axe PD du repère tibial.

Costigan et al. (2002) et Thambyah et al. (2005b) se base sur les longueurs des bras de levier musculaires pour déterminer les forces musculaires. Ces longueurs sont décomposées sur les axes du repère tibial grâce aux angles des lignes d'action musculaire, grâce à la propriété du bras de levier à être perpendiculaire à la ligne d'action et grâce à la propriété d'un triangle à avoir une somme d'angle égale à 180° . Ainsi, en se basant sur le triangle passant par l'origine du repère tibial, l'insertion musculaire et l'intersection bras de levier/ligne d'action, les composantes des bras de levier musculaires peuvent s'écrire sous la forme des équations (4.50) et (4.51).

$$\mathbf{b}_{LR_t}^t = \begin{bmatrix} 0 \\ \sin(180 - 90 - \theta_{LR}) \\ \cos(180 - 90 - \theta_{LR}) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ \cos(\theta_{LR}) \\ \sin(\theta_{LR}) \end{bmatrix} \quad (4.50)$$

$$\mathbf{b}_{I_t}^t = \begin{bmatrix} 0 \\ -\sin(180 - 90 - \theta_I) \\ \cos(180 - 90 - \theta_I) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ -\cos(\theta_I) \\ \sin(\theta_I) \end{bmatrix} \quad (4.51)$$

Il faut maintenant obtenir la norme des forces musculaires. Ces normes sont déterminées à partir des normes des équations (4.47) et (4.48) mais aussi, à partir des composantes des forces musculaires et des composantes des bras de levier musculaires représentées par les équations (4.49), (4.50), et (4.51).

La norme de la force des ischio-jambiers peut se représenter par l'équation (4.53).

$$\sqrt{(-b_{I_g z}^t \cdot f_{I_T y}^t + b_{I_g y}^t \cdot f_{I_T z}^t)^2} = \sqrt{(m_{O_{tx}}^t)^2} \quad (m_{O_{tx}}^t > 0) \quad (4.52)$$

$$\sqrt{(b_{I_g} \cdot f_{I_T} \cdot (\cos^2(\theta_I) + \sin^2(\theta_I)))^2} = \sqrt{(m_{O_{tx}}^t)^2} \quad (m_{O_{tx}}^t > 0) \quad (4.53)$$

Tandis que la norme de la force du ligament rotulien peut se représenter par l'équation (4.53).

$$\sqrt{(-b_{LR_g z}^t \cdot f_{LR_T y}^t + b_{LR_g y}^t \cdot f_{LR_T z}^t)^2} = \sqrt{(m_{O_{tx}}^t)^2} \quad (m_{O_{tx}}^t < 0) \quad (4.54)$$

$$\sqrt{(-b_{LR_g} \cdot f_{LR_T} \cdot (\cos^2(\theta_{LR}) + \sin^2(\theta_{LR})))^2} = \sqrt{(m_{O_{tx}}^t)^2} \quad (m_{O_{tx}}^t < 0) \quad (4.55)$$

La somme des carrés du sinus et du cosinus d'un même angle étant égale à un, les calculs des normes des forces musculaires ne dépendent plus des angles des lignes d'action musculaires. Les paramètres b_{I_g} et b_{LR_g} représentant des distances, la racine carrée du carré de ces paramètres peut se simplifier par les paramètres eux-mêmes. La décomposition sur les axes du repère tibial des équations (4.53) et (4.55) remaniées correspond respectivement aux équations (4.56) et (4.57).

$$\mathbf{f}_{I_T}^t = \frac{\sqrt{(m_{O_{tx}}^t)^2}}{b_{I_g}} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ -\sin(\theta_I) \\ -\cos(\theta_I) \end{bmatrix} \quad (m_{O_{tx}}^t < 0) \quad (4.56)$$

$$\mathbf{f}_{LR_T}^t = \frac{\sqrt{(m_{O_{tx}}^t)^2}}{b_{LR_g}} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ \sin(\theta_{LR}) \\ -\cos(\theta_{LR}) \end{bmatrix} \quad (m_{O_{tx}}^t < 0) \quad (4.57)$$

À partir des forces musculaires et de la force inter-segmentaire de la cuisse sur la jambe exprimée dans le repère tibial, l'estimation des FCFT par le modèle M1 dans le plan sagittal du repère tibial se résume à l'équation vectorielle (4.59). Le modèle M1 suppose donc que les forces inter-segmentaire du fémur sur le tibia exprimées dans le repère tibial sont les résultantes des forces internes.

$$\mathbf{f}_{C_J}^t = \mathbf{f}_{LR_T}^t + \mathbf{f}_{I_T}^t + \mathbf{f}_{F_T}^t \quad (4.58)$$

$$\mathbf{f}_{F_T}^t = \mathbf{f}_{C_J}^t - \mathbf{f}_{LR_T}^t - \mathbf{f}_{I_T}^t \quad (4.59)$$

Tous les calculs du modèle M1a s'appliquent à chaque image de l'acquisition de marche.

L'utilisation des bras de levier et des angles nécessaires à l'estimation des FCFT par le modèle M1 passe par une recherche dans la littérature. Ainsi, Costigan et al. (2002) se basent sur les données de Smidt (1973) tandis que Thambyah et al. (2005b) utilisent les données de Herzog et Read (1993). Devita et Hortobagyi (2001) utilisent une compilation de données permettant de faire une estimation moyenne des bras de levier muscu-

lares et des angles des lignes d'action musculaires. Les études de Smidt (1973), Herzog et Read (1993), Devita et Hortobagyi (2001) utilisent des définitions anatomiques différentes (centre articulaire, ligne d'action, repère segmentaire) et rien n'indique quelles sont les données les plus adaptées au groupe de participants analysés dans l'étude présente. Le modèle M1 est donc proposé en trois variantes (M1a, M1b, M1c). Le modèle M1a utilisera les bras de levier de Smidt (1973). Le modèle M1b se servira des données de Herzog et Read (1993). Et le modèle M1c utilisera celle de Devita et Hortobagyi (2001).

4.3.1.1 Modèle M1a : utilisation des bras de levier de Smidt (1973)

Smidt (1973) estime les bras de levier du ligament rotulien et des ischio-jambiers sur 26 hommes asymptomatiques âgés de 28.4 ± 7.32 ans, mesurant 176.4 ± 7.01 cm et pesant 82.4 ± 13.71 kg. Grâce à sept radiographies du genou prises entre 0° et 90° de flexion, Smidt (1973) détermine le bras de levier des ischio-jambiers, le bras de levier du ligament rotulien et l'angle entre la patella et l'axe longitudinal du repère tibial. Smidt (1973) estime la ligne d'action des ischio-jambiers parallèle à l'axe longitudinal du fémur. La répétabilité de la mesure du bras de levier des ischio-jambiers varie entre 0.67 et 0.96. Celle pour le bras de levier du ligament rotulien est entre 0.65 et 0.93.

Les mesures de Smidt (1973) sont résumées dans le tableau III. Elles représentent la moyenne des 26 participants entre 5° et 90° de flexion du genou^f. Le bras de levier et l'angle de la ligne d'action du ligament rotulien ont été mesurés lors d'une contraction isométrique en extension du genou tandis que le bras de levier des ischio-jambiers a été mesuré lors d'une contraction isométrique en flexion du genou. Le centre articulaire du genou est modélisé par un centre instantané de rotation (CIR). Pour obtenir les bras de levier

^fSmidt (1973) donne dans ses tableaux des valeurs à 5° et non les mesures à 0° . Toutefois, les mesures à 0° pour les bras de levier étant présentées, on peut voir qu'après extrapolation les valeurs à 0° sont similaires à celles mesurées. On suppose donc que cette extrapolation est aussi vraie pour l'angle de la ligne d'action du ligament rotulien.

musculaires et l'angle du ligament rotulien à tout angle de flexion du genou, les données de Smidt (1973) sont utilisées pour construire des équations de régression polynomiale.

Tableau III

Bras de levier et angles utilisés par le modèle M1a

θ_G (°)	b_{I_g} (cm)	b_{LR_g} (cm)	θ_{LR} (°)	
5	2.50	4.35	19.6	θ_G angle de flexion entre le fémur et le tibia ;
15	3.38	4.72	19.9	b_I bras de levier des ischio-jambiers passant par le centre articulaire du genou ;
30	3.87	4.87	18.4	b_{LR} bras de levier du ligament rotulien passant par le centre articulaire du genou ;
45	4.08	4.89	15.4	
60	3.94	4.67	11.5	θ_{LR} angle entre le ligament rotulien et l'axe longitudinal du repère tibial.
75	3.52	4.33	5.8	
90	2.56	3.80	0.9	

(Adapté de Smidt, 1973)

Le calcul des coefficients polynomiaux est basé sur la méthode des moindres carrés utilisant la matrice de Vandermonde (Weisstein, 2002). L'ordre du polynôme a été obtenu par essai/erreur. En fait, la méthode des moindres carrés nécessitant de faire l'inverse d'un produit matriciel, il est important de s'assurer de la précision de cette inversion et donc de la précision des coefficients polynomiaux obtenus. Cette précision est obtenue grâce au nombre de conditionnement. Ce nombre indique si la matrice à inverser est numériquement proche (au sens de la précision machine) d'une matrice singulière. Donc, même si le pivot nul n'a pas été rencontré, il est fortement possible que l'inversion de la matrice soit peu précise. En informatique, ce nombre de conditionnement est obtenu par la fonction $\text{rcond}(X)$.

L'équation de régression polynomiale déterminant la longueur en mètres du bras de levier des ischio-jambiers est donnée par l'équation (4.60). Le résiduel de cette régression est de 0.075 cm.

$$b_{I_g} = \frac{-1.37 \cdot 10^{-6} \cdot \theta_G^3 - 578.01 \cdot 10^{-6} \cdot \theta_G^2 + 63.81 \cdot 10^{-3} \cdot \theta_G + 2.52}{100} \quad (4.60)$$

L'équation de régression polynomiale déterminant la longueur en mètres du bras de levier du ligament rotulien est donnée par l'équation (4.61). Le résiduel de cette régression est de 0.065 cm

$$b_{LR_g} = \frac{1.79 \cdot 10^{-6} \cdot \theta_G^3 + -684.66 \cdot 10^{-6} \cdot \theta_G^2 + 43.09 \cdot 10^{-3} \cdot \theta_G + 4.17}{100} \quad (4.61)$$

L'équation de régression polynomiale obtenue pour l'angle du ligament rotulien est donnée par l'équation (4.62). Le résiduel de cette régression est de 0.493 °

$$\theta_{LR} = 23.49 \cdot 10^{-6} \cdot \theta_G^3 - 5.90 \cdot 10^{-3} \cdot \theta_G^2 + 137.88 \cdot 10^{-3} \cdot \theta_G + 19.05 \quad (4.62)$$

L'estimation des FCFT par le modèle M1a, nécessite de connaître les forces et les moments inter-segmentaires de la cuisse sur la jambe dans le repère tibial ainsi que l'angle de flexion du genou.

4.3.1.2 Modèle M1b : utilisation des bras de levier de Herzog et Read (1993)

Herzog et Read (1993) ont effectué des mesures *in vitro* sur 5 cadavres pour déterminer des bras de levier musculaires ainsi que les angles des lignes d'action associées. Ces données reportées en fonction de l'angle de F/E du genou ont permis de déterminer des équations de régression polynomiales. Herzog et Read (1993) présentent les coefficients polynomiaux obtenus à partir de mesures effectuées sur leur cinquième cadavre âgé entre 78 ans et 82 ans.

Ces coefficients, recensés dans le tableau IV, ont été déterminés pour le bras de levier du ligament rotulien (b_{LR_g}), le bras de levier du biceps fémoral (b_{BF_g}), le bras de levier du semi-membraneux (b_{SM_g}), et le bras de levier du semi-tendineux (b_{ST_g}). Ces coefficients ont aussi été déterminés pour les angles des lignes d'actions musculaires par rapport à l'axe PA du repère tibial. Ainsi, θ_{LR} représente l'angle de la ligne d'action du ligament rotulien dans le sens horaire, θ_{BF} représente l'angle de la ligne d'action du biceps fémoral

dans le sens anti-horaire, θ_{SM} représente l'angle de la ligne d'action du semi-membraneux, dans le sens anti-horaire et θ_{ST} représente l'angle de la ligne d'action du semi-tendineux dans le sens anti-horaire.

Tableau IV
Bras de levier et angles utilisés par le modèle M1b

	r^2	Coefficients polynomiaux				
		a_0	a_1	a_2	a_3	a_4
<i>bras de levier (m)</i>						
b_{LR_g}	0.92	$0.471 \cdot 10^1$	$0.42 \cdot 10^{-1}$	$-0.896 \cdot 10^{-3}$	$0.447 \cdot 10^{-5}$	0
b_{BF_g}	0.99	$0.146 \cdot 10^1$	$-0.926 \cdot 10^{-2}$	$0.855 \cdot 10^{-3}$	$-0.878 \cdot 10^{-5}$	$0.238 \cdot 10^{-7}$
b_{SM_g}	0.99	$0.284 \cdot 10^1$	$-0.161 \cdot 10^{-1}$	$0.681 \cdot 10^{-3}$	$-0.880 \cdot 10^{-5}$	$0.277 \cdot 10^{-7}$
b_{ST_g}	0.99	-0.411	$0.586 \cdot 10^{-1}$	$0.690 \cdot 10^{-3}$	$-0.531 \cdot 10^{-5}$	0
<i>angle des lignes d'action (°)</i>						
θ_{LR}	0.98	$-0.744 \cdot 10^2$	$-0.575 \cdot 10^{-1}$	$-0.475 \cdot 10^{-2}$	$0.309 \cdot 10^{-4}$	-
θ_{BF}	0.99	$0.275 \cdot 10^3$	-0.872	$-0.712 \cdot 10^{-3}$	0	-
θ_{SM}	0.99	$0.260 \cdot 10^3$	-0.888	$-0.852 \cdot 10^{-3}$	0	-
θ_{ST}	0.99	$0.255 \cdot 10^3$	-0.816	$0.263 \cdot 10^{-3}$	$-0.619 \cdot 10^{-5}$	-

(Adapté de Herzog et Read, 1993)

Les coefficients $a_4 \dots a_0$ sont les coefficients d'une équation polynomiale d'ordre 4.

$$f(x) = a_4 \cdot x^4 + a_3 \cdot x^3 + a_2 \cdot x^2 + a_1 \cdot x + a_0 \quad (4.63)$$

La détermination du bras de levier des ischio-jambiers (b_{I_g}) et de l'angle de la ligne d'action associée (θ_I) nécessite de calculer dans un premier temps les bras de levier et les angles des lignes d'actions du biceps fémoral, du semi-tendineux et du semi-membraneux pour les moyenner dans un deuxième temps. Les angles des lignes d'action utilisés dans le modèle M1 sont relatifs à l'axe PD du repère tibial et non à l'axe PA du repère tibial. De plus, le sens de rotation de l'angle n'est pas pris en compte dans le modèle M1. Ces

différences apportées par le modèle M2 sont prises en compte lors du calcul des composantes des forces musculaires. Les équations (4.64) et (4.65) utilisées dans le modèle M1b sont les adaptations des équations (4.56) et (4.56).

$$f_{I_T}^t = \frac{\sqrt{(m_{Otx}^t)^2}}{b_{I_g}} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ \cos(\theta_I) \\ \cos(\theta_I) \end{bmatrix} \quad (m_{Otx}^t < 0) \quad (4.64)$$

$$f_{LR_T}^t = \frac{\sqrt{(m_{Otx}^t)^2}}{b_{LR_g}} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ \cos(\theta_{LR}) \\ \sin(\theta_{LR}) \end{bmatrix} \quad (m_{Otx}^t < 0) \quad (4.65)$$

4.3.1.3 Modèle M1c : utilisation des bras de levier de Devita et Hortobagyi (2001)

L'étude de Devita et Hortobagyi (2001) propose des bras de levier issus d'une numérisation, à l'aide d'un scanner, de courbes provenant de la littérature. Entre autres, ils moyennent les bras de levier de Smidt (1973) et de Herzog et Read (1993). Ainsi, Devita et Hortobagyi (2001) obtiennent les valeurs du bras de levier du ligament rotulien (b_{LR_g}), du bras de levier des ischio-jambiers (b_{I_g}) et de l'angle du ligament rotulien (θ_I) pour une flexion du genou de 0° à 90° par incrément de 1° . La ligne d'action des ischio-jambiers est supposée parallèle à l'axe longitudinal du fémur.

À partir de la compilation de données de (Devita et Hortobagyi, 2001), transmise suite à une communication avec le docteur Devita, il a été possible de déterminer les équations de régression polynomiales des paramètres nécessaires à l'estimation des FCFT par le modèle M1c. La détermination des coefficients polynomiaux par la méthode des moindres carrés utilise des abscisses recentrées et redimensionnées (\hat{x}) comme le montre l'équation (4.66). Sans cette modification des abscisses, les résiduels sont proches de l'amplitude de chaque paramètre ou alors l'inverse des matrices est imprécise ($rcond \approx 1 \cdot 10^{-17}$).

$$\hat{x} = \frac{x - \bar{x}}{\sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}} \quad \text{où} \quad \bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (4.66)$$

Pour rester en concordance avec la documentation de Matlab (The MathWorks, Natick, Massachusetts, États-Unis), la moyenne des abscisses (\bar{x}) sera nommée μ_1 tandis que l'écart-type des abscisses, représenté par le dénominateur de l'équation (4.66), sera nommé μ_2 . Les coefficients polynomiaux sont déterminés par la méthode des moindres carrés utilisant la matrice de Vandermonde (Weissstein, 2002) à partir des abscisses recentrées et des ordonnées originales. Les polynômes obtenus se basent sur un angle de F/E du genou recentré et redimensionné.

Afin d'obtenir des résiduels inférieurs au millimètre ou au dixième de degrés, les polynômes obtenus sont d'ordre 10. Les coefficients des équations de régression polynomiales sont donnés dans le tableau X en annexe 4.

4.3.2 Description du modèle M2

Le modèle M2 est une modélisation quasi-statique de l'articulation du genou dans le plan sagittal du repère tibial. Ce modèle musculo-squelettique utilise les bras de levier de Devita et Hortobagyi (2001) et s'inspire de l'étude de Morrison (1968) pour activer les muscles fléchisseurs. Pour obtenir une solution unique du problème, le modèle M2 fait les hypothèses suivantes :

- les forces et les moments inter-segmentaires sont la conséquence exclusive des forces internes générées par les muscles et les forces de contact articulaires ;
- le moment inter-segmentaire fléchisseur – tendant à la flexion du genou – est la résultante de la contraction des quadriceps ;
- le moment inter-segmentaire extenseur – tendant à l'extension du genou – est la résultante de la contraction des ischio-jambiers ou des gastrocnémiens ;

- les muscles des quadriceps sont activés simultanément lors de la marche permettant de les regrouper et de les modéliser par une ligne d'action commune ;
- la force générée par les quadriceps (droit du fémur, vaste médial, vaste latéral, vaste intermédiaire) est intégralement transférée dans le ligament rotulien ;
- les muscles des ischio-jambiers (semi-tendineux, biceps fémoral, semi-membraneux) sont activés simultanément lors de la marche permettant de les regrouper et de les modéliser par une ligne d'action commune ;
- les muscles des gastrocnémiens (gastrocnémien latéral, gastrocnémien médial) sont activés simultanément lors de la marche permettant de les regrouper et de les modéliser par une ligne d'action commune ;
- le groupe des ischio-jambiers est activé au début et en fin du cycle de marche ;
- le groupe des gastrocnémiens est activé au milieu du cycle de marche ;
- les lignes d'action musculaires restent dans le même cadran trigonométrique tout le long d'un cycle de marche ;
- l'articulation fémoro-tibiale est modélisée par une liaison pivot avec des condyles fémoraux cylindriques et des condyles tibiaux plans.
- le contact fémoro-tibial est fixe, situé à la perpendiculaire du point de pivot
- les moments générés par le point de contact sont négligeables dû à un bras de levier très faible.

Ce modèle réductionniste représenté par la figure 14 comprend un groupe musculaire supplémentaire par rapport au modèle M1. Comme l'indiquent les hypothèses de ce modèle, le groupe des ischio-jambiers et le groupe des gastrocnémiens sont activés lorsque la composante LM du moment inter-segmentaire de la cuisse sur la jambe exprimé dans le repère tibial ($m_{O_tx}^t$) est positive (moment fléchisseur).

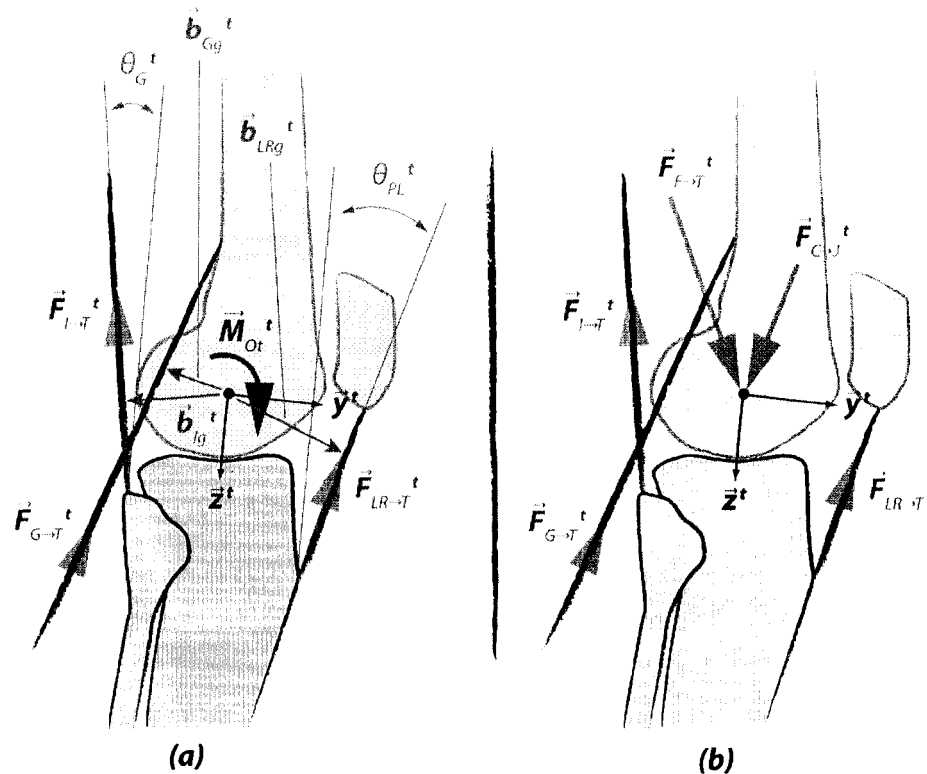


Figure 14 Illustration du modèle biomécanique M2 ; (a) estimation des forces musculaires ; (b) estimation des FCFT

Le contrôle de l'activité musculaire du modèle M2 s'inspire de l'étude de Morrison (1968). L'activation d'un groupe musculaire en fonction des signaux EMG des ischio-jambiers et des signaux EMG des gastrocnémiens. Aucune donnée EMG ne figurant dans la base de données du LIO, il faut se référer à la littérature. Que ce soit Perry (1992) ou Vaughan et al. (1992), ces auteurs montrent que sur corridor de marche, les ischio-jambiers sont activés dans les 10 premiers pourcent du cycle de marche et dans les 20 derniers pourcent du cycle de marche. Les gastrocnémiens sont activés entre 10% et 60% du cycle de marche. Pour la présente étude, l'activation des muscles fléchisseurs est dépendante du patron du moment fléchisseur du genou. Ainsi, l'activation des gastrocnémiens s'effectue lorsque m_{Otx}^t est positive et se situe dans l'intervalle 10% à 70% du cycle de marche. Cette activation est nommée par la suite Ia_G . Les ischio-jambiers sont actifs lorsque m_{Otx}^t

est positive et à l'extérieur de l'intervalle 10% à 70% du cycle de marche, soit l'intervalle complément. Cette activation est nommée par la suite I_{a_I} . La détection de l'activation des muscles fléchisseurs est obtenue par une méthode semi-automatique. Il est nécessaire de déterminer approximativement la borne inférieure et la borne supérieure de l'activation des gastrocnémiens sur un graphique représentant $m_{O_{tx}}^t$ normalisée sur un cycle de marche.

Comme indiqué précédemment, les bras de levier utilisés pour le modèle M2 sont basés sur les données envoyées par Devita. Toutefois, ces données n'indiquent pas l'angle entre la ligne d'action des gastrocnémiens et l'axe PD du repère tibial. À la place, Devita et Hortobagyi (2001) proposent de construire la ligne d'action des gastrocnémiens à partir de leur origine et de leur insertion musculaire. Devita et Hortobagyi (2001) situent l'origine du groupe des gastrocnémiens sur le fémur, à 0.020 m en proximal et 0.023 m en postérieur du centre articulaire du genou. L'insertion des gastrocnémiens se confondant dans l'insertion des muscles fléchisseurs de la cheville, l'insertion est située au talon. Au lieu de calculer l'angle entre l'axe PD du repère tibial et la ligne d'action du groupe des gastrocnémiens (nouvellement déterminé par son origine et son insertion dans le plan sagittal du repère tibial), on détermine le vecteur directeur unitaire de la ligne d'action du groupe des gastrocnémiens. Pour déterminer ce vecteur unitaire, il est nécessaire dans un premier temps de calculer la position de l'origine des gastrocnémiens dans le repère lié au corps rigide du fémur ($p_{o_G}^{CRf}$).

$$[p_{o_G}^{CRf} \quad 1]^T = P_f^{CRf} \cdot \begin{bmatrix} 0 & -23 & -20 & 1 \end{bmatrix}^T \quad (4.67)$$

Dans un deuxième temps, ce vecteur est exprimé dans le repère global.

$$[p_G^g \quad 1]^T = P_{CRx}^g \cdot \left[\frac{p_{o_G}^{CRf}}{1000} \quad 1 \right]^T \quad (4.68)$$

Les coordonnées de l'insertion des gastrocnémiens, exprimées dans le repère global, sont représentées par les coordonnées du marqueur apposé sur le talon du membre inférieur analysé. L'équation (4.69) présente la construction du vecteur unitaire directeur de la ligne

d'action des gastrocnémiens dans le repère global.

$$\mathbf{p}_G^g = \frac{\mathbf{p}_{i_G}^g - \mathbf{p}_{o_G}^g}{\|\mathbf{p}_{i_G}^g - \mathbf{p}_{o_G}^g\|} \quad (4.69)$$

Il n'y a plus qu'à exprimer ce vecteur dans le repère tibial pour obtenir le vecteur unitaire directeur de la ligne d'action des gastrocnémiens dans le repère tibial.

$$[\mathbf{u}_G^t \ 1]^T = (\mathbf{P}_t^g)^{-1} \cdot [\mathbf{u}_G^g \ 1]^T \quad (4.70)$$

Le calcul de l'origine des gastrocnémiens dans le repère global, le calcul du vecteur unitaire directeur de la ligne d'action des gastrocnémiens dans le repère global et le calcul du vecteur unitaire directeur de la ligne d'action des gastrocnémiens dans le repère tibial sont à effectuer à chaque image de l'acquisition de données.

Le vecteur directeur unitaire \mathbf{u}_G^t ajouté aux données de Devita et Hortobagyi (2001) permettent d'estimer les forces musculaires des ischio-jambiers ($\mathbf{f}_{I_T}^t$), des gastrocnémiens ($\mathbf{f}_{G_T}^t$) et du ligament rotulien ($\mathbf{f}_{LR_T}^t$).

$$\mathbf{f}_{I_T}^t = \frac{\sqrt{(m_{Otx}^t)^2}}{b_{I_g}} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ \cos(\theta_G) \\ \cos(\theta_G) \end{bmatrix} \quad (m_{Otx}^t > 0, I \in Ia_I) \quad (4.71)$$

$$\mathbf{f}_{G_T}^t = \frac{\sqrt{(m_{Otx}^t)^2}}{b_{G_g}} \cdot (-\mathbf{u}_G^t) \quad (m_{Otx}^t > 0, I \in Ia_G) \quad (4.72)$$

$$\mathbf{f}_{LR_T}^t = \frac{\sqrt{(m_{Otx}^t)^2}}{b_{LR_g}} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ \cos(\theta_{LR}) \\ \sin(\theta_{LR}) \end{bmatrix} \quad (m_{Otx}^t < 0) \quad (4.73)$$

Le scalaire b_{I_g} représente la longueur du bras de levier des ischio-jambiers passant par le centre articulaire du genou. Le scalaire b_{G_g} représente la longueur du bras de levier des gastrocnémiens passant par le centre articulaire du genou. Le scalaire b_{LR_g} représente la

longueur du bras de levier du ligament rotulien passant par le centre articulaire du genou. L'angle θ_{LR} représente l'angle relatif de la ligne d'action du ligament rotulien par rapport à l'axe PD du repère tibial.

Le signe moins dans l'équation (4.72) est due à la direction de l'effort des gastrocnémiens sur le tibia (cf. figure 14). Morrison (1968) modélise cet effort comme une action contraignant le tibia dans la direction antéro-proximale, c'est-à-dire, à l'opposé du vecteur directeur unitaire des gastrocnémiens.

La longueur des bras de levier musculaires et l'angle de la ligne d'action du ligament rotulien sont obtenus par des équations de régression polynomiales. Ces équations ont été obtenues à partir de données envoyées par Devita. Les coefficients de ces équations, déterminés suivant la méthode proposée dans la section 4.3.1.3, sont donnés en annexe 4. Ces équations de régression sont fonction de l'angle de F/E du genou (θ_G).

Le modèle M2 suppose les forces inter-segmentaires de la cuisse sur la jambe exprimées dans le repère tibial comme les résultantes des FCFT et des forces musculaires (ischio-jambiers, gastrocnémiens, ligament rotulien). Cette dernière hypothèse permet de déterminer les composantes PA et PD des FCFT à partir de l'équation vectorielle (4.75).

$$\mathbf{f}_{C_J}^t = \mathbf{f}_{LR_T}^t + \mathbf{f}_{I_T}^t + \mathbf{f}_{G_T}^t + \mathbf{f}_{F_T}^t \quad (4.74)$$

$$\mathbf{f}_{F_T}^t = \mathbf{f}_{C_J}^t - \mathbf{f}_{LR_T}^t - \mathbf{f}_{I_T}^t - \mathbf{f}_{G_T}^t \quad (4.75)$$

4.3.3 Description du modèle M3

Le modèle M3 est entièrement inspiré de l'étude de Devita et Hortobagyi (2001). Pour obtenir une solution unique du problème, le modèle M3 fait les hypothèses suivantes :

- les forces et les moments inter-segmentaires sont la conséquence exclusive des forces internes générées par les muscles et les forces de contact articulaires ;

- les muscles des quadriceps sont activés simultanément lors de la marche permettant de les regrouper et de les modéliser par une ligne d'action commune ;
- la force générée par les quadriceps (droit du fémur, vaste médial, vaste latéral, vaste intermédiaire) est intégralement transférée dans le ligament rotulien ;
- les muscles des ischio-jambiers (semi-tendineux, biceps fémoral, semi-membraneux) sont activés simultanément lors de la marche permettant de les regrouper et de les modéliser par une ligne d'action commune. Cette ligne d'action est parallèle à l'axe longitudinal du fémur ;
- les muscles extenseurs de la cuisse sont représentés par le groupe des ischio-jambiers et par le grand fessier. Ces muscles génèrent le moment inter-segmentaire extenseur de la cuisse sur la hanche (exprimé dans le repère du bassin) lors de la marche ;
- les muscles des gastrocnémiens (gastrocnémien latéral, gastrocnémien médial, soleaire) sont activés simultanément lors de la marche permettant de les regrouper et de les modéliser par une ligne d'action commune. Ces muscles génèrent le moment inter-segmentaire fléchisseur (flexion plantaire) de la jambe sur le pied (exprimé dans le repère du pied) ;
- les lignes d'action musculaires restent dans le même cadran trigonométrique tout le long d'un cycle de marche ;
- l'articulation fémoro-tibiale est modélisée par une liaison pivot avec des condyles fémoraux cylindriques et des condyles tibiaux plans.
- le contact fémoro-tibial est fixe, situé à la perpendiculaire du point de pivot
- les moments générés par le point de contact sont négligeables dû à un bras de levier très faible.

À la différence de M2, les contrôles musculaires du modèle M3 sont répartis sur l'ensemble des moments inter-segmentaires du membre inférieur analysé. Pour valider cette

hypothèse, Devita et Hortobagyi (2001) font référence aux concordances entre les signaux EMG et les moments inter-segmentaires recensés dans la littérature. L'estimation des FCFT par le modèle M3 s'effectue en quatre étapes. Les trois premières étapes correspondent à la détermination des forces musculaires tandis que la quatrième et dernière étape permet d'estimer les FCFT.

4.3.3.1 Détermination de la force des gastrocnémiens

Les muscles fléchisseurs de la cheville recensés dans ce modèle sont les gastrocnémiens et le soléaire. Leur insertion et leur bras de levier sont communs au niveau de la cheville (cf figure 15). La norme de la force générée par les muscles fléchisseurs du pied ($\vec{F}_{FP \rightarrow P}^P$) est déterminée à partir du moment inter-segmentaire de la cheville exprimé dans le repère du pied (\vec{M}_{Op}^P) et à partir du bras de levier du tendon d'Achille (\vec{b}_{TAc}^P).

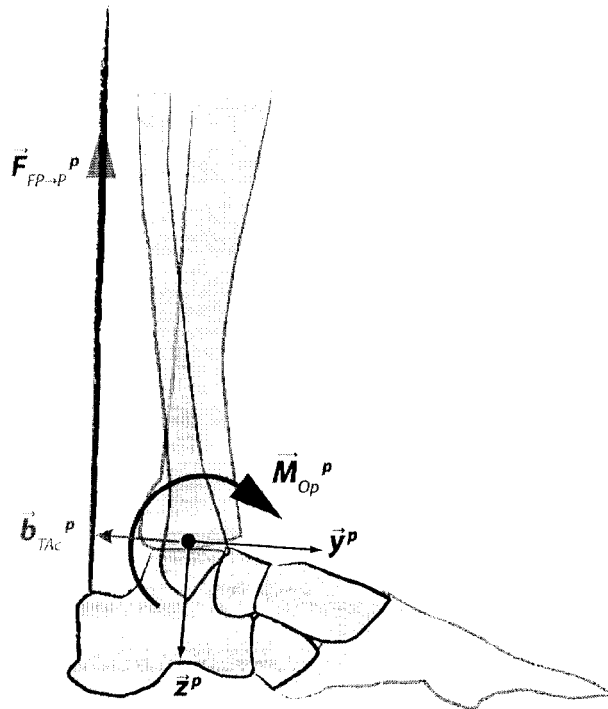


Figure 15 Modélisation des efforts dans les muscles fléchisseurs du pied

Comme indiqué dans les hypothèses de ce modèle, le moment inter-segmentaire fléchisseur de la cheville exprimé dans le repère du pied est le résultat de la contraction des muscles fléchisseurs du pied. Cette hypothèse s'écrit matriciellement par l'équation (4.78). Toutefois, cette équation (4.78) contient deux inconnues, à savoir, la composante PA et PD des muscles fléchisseurs du pied. La résolution de ce problème passe par la réduction du nombre d'inconnues.

$$\tilde{B}_{TA_c}^p \cdot f_{FP}^p = m_{O_p}^p \quad (4.76)$$

$$\begin{bmatrix} 0 & -b_{TA_cz}^p & b_{TA_cy}^p \\ b_{TA_cz}^p & 0 & 0 \\ -b_{TA_cy}^p & 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ f_{FPy}^p \\ f_{FPz}^p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{O_px}^p \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4.77)$$

$$\begin{bmatrix} -b_{TA_cz}^p \cdot f_{FPy}^p + b_{TA_cy}^p \cdot f_{FPz}^p \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{O_px}^p \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4.78)$$

La norme de l'équation (4.78) s'écrit suivant l'équation (4.79).

$$\sqrt{(-b_{TA_cz}^p \cdot f_{FPy}^p + b_{TA_cy}^p \cdot f_{FPz}^p)^2} = \sqrt{(m_{O_px}^p)^2} \quad (4.79)$$

L'angle de la ligne d'action des muscles fléchisseurs du pied restant dans le même cadran trigonométrique tout le long d'un cycle de marche, les composantes PA et PD de la force des muscles fléchisseurs du pied peuvent s'écrire par les équations (4.80) et (4.81)

$$f_{FPy}^p = -f_{FP} \cdot \cos(\theta_{FP}) \quad (4.80)$$

$$f_{FPz}^p = -f_{FP} \cdot \sin(\theta_{FP}) \quad (4.81)$$

L'angle θ_{FP} représentant l'angle entre l'axe PD du repère lié au pied et la ligne d'action du muscle fléchisseur du pied (cf. figure 16). En injectant les équations (4.80) et (4.81) dans l'équation (4.79) on obtient l'équation (4.82).

$$\sqrt{(b_{TA_cz}^p \cdot f_{FP} \cdot \cos(\theta_{FP}) - b_{TA_cy}^p \cdot f_{FP} \cdot \sin(\theta_{FP}))^2} = \sqrt{(m_{O_px}^p)^2} \quad (4.82)$$

La détermination du bras de levier des muscles fléchisseurs du pied provient d'une compilation de données effectuées par Devita et Hortobagyi (2001). Ces données ne correspondant qu'à la longueur du bras de levier (b_{TA_c}), il faut utiliser l'angle de la ligne d'action du muscle fléchisseur du pied (θ_{FP}) pour déterminer les composantes de ce bras de levier.

$$b_{TA_c y}^p = -b_{TA_c} \cdot \sin(180 - 90 - \theta_{FP}) = -b_{TA_c} \cdot \cos(\theta_{FP}) \quad (4.83)$$

$$b_{TA_c z}^p = b_{TA_c} \cdot \cos(180 - 90 - \theta_{FP}) = b_{TA_c} \cdot \sin(\theta_{FP}) \quad (4.84)$$

La substitution des équations (4.83) et (4.84) dans l'équation (4.82) permet d'écrire l'équation (4.87).

$$\sqrt{(-b_{TA_c} \cdot f_{FP} \cdot \cos^2(\theta_{FP}) - b_{TA_c} \cdot f_{FP} \cdot \sin^2(\theta_{FP}))} = \sqrt{(m_{O_p x}^p)^2} \quad (4.85)$$

$$\sqrt{(b_{TA_c} \cdot f_{FP} \cdot (\cos^2(\theta_{FP}) + \sin^2(\theta_{FP})))^2} = \sqrt{(m_{O_p x}^p)^2} \quad (4.86)$$

$$\sqrt{(b_{TA_c} \cdot f_{FP})^2} = \sqrt{(m_{O_p x}^p)^2} \quad (4.87)$$

La norme des forces des muscles fléchisseurs du pied durant la marche est représenté par l'équation (4.87).

$$f_{FP} = \sqrt{(m_{O_p x}^p)^2} / b_{TA_c} \quad (4.88)$$

Les gastrocnémiens et le soléaire n'ayant pas la même origine, il est nécessaire de répartir cette force dans chaque muscle. Pour cela, on se sert de l'aire physiologique de la section transverse (APST) des muscles. Le ratio du APST des gastrocnémiens par rapport au APST du triceps sural (gastrocnémiens et soléaire) est de 0.319 (Devita et Hortobagyi, 2001). La norme de la force des gastrocnémiens (f_{GP}) est déterminée par l'équation (4.89).

$$f_{GP} = \frac{\sqrt{(m_{O_p x}^p)^2}}{b_{TA_c}} \cdot 0.319 \quad (m_{O_p x}^p > 0) \quad (4.89)$$

La longueur du bras de levier du tendon d'Achille (b_{TA_c}) est obtenue grâce à la compilation de données de Devita et Hortobagyi (2001). Les coefficients de cette équation,

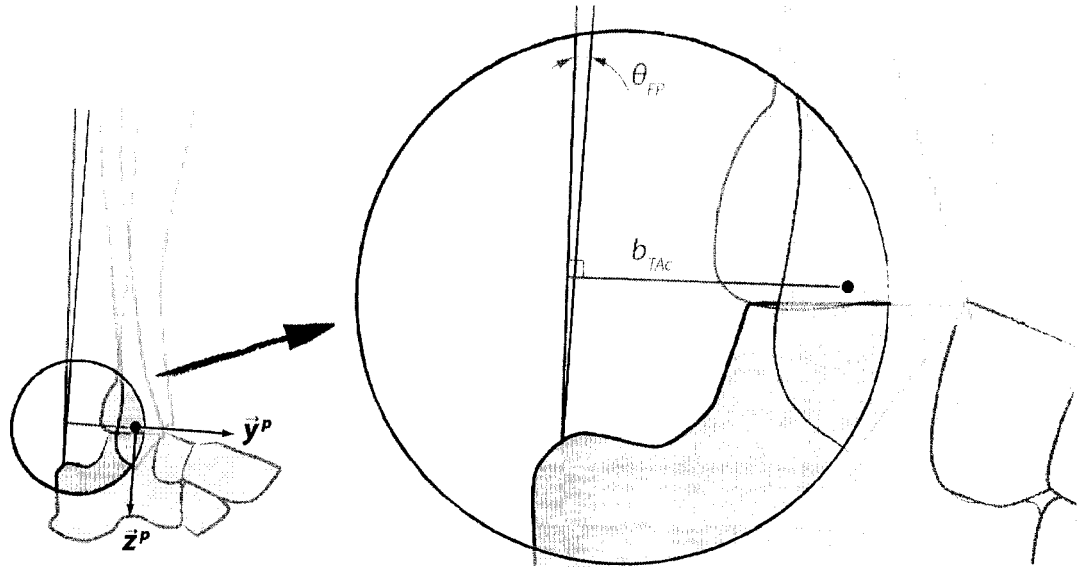


Figure 16 Modélisation de la ligne d'action des muscles fléchisseurs du pied

déterminés suivant la méthode proposée dans la section 4.3.1.3, sont donnés en annexe 4. Cette équation de régression est fonction de l'angle de F/E de la cheville.

Comme précédemment indiqué dans le modèle M2, le vecteur directeur unitaire des gastrocnémiens est obtenu à partir de leur origine et de leur insertion. Grâce à ce vecteur, la force des gastrocnémiens exprimée dans le repère tibial s'écrit suivant l'équation (4.90).

$$f_{G_T}^t = \frac{\sqrt{(m_{O_{p,x}^p})^2}}{b_{TAc}} \cdot 0.319 \cdot u_G^t \quad (m_{O_{p,x}^p} > 0) \quad (4.90)$$

4.3.3.2 Détermination de la force des ischio-jambiers

Les muscles extenseurs de la hanche sont modélisés par les ischio-jambiers et le grand fessier. À la différence des gastrocnémiens et du soléaire, ces muscles ont des bras de levier distincts (cf. figure 17). L'équation matricielle (4.91) représente l'hypothèse supposant le moment extenseur inter-segmentaire de la cuisse sur le bassin exprimé dans le repère du

bassin comme la conséquence de l'activation des ischio-jambiers et du grand fessier.

$$\tilde{B}_{GF_h}^b \cdot f_{GF_B}^b + \tilde{B}_{I_h}^b \cdot f_{I_B}^b = m_{O_b}^b \quad (m_{O_b}^b < 0) \quad (4.91)$$

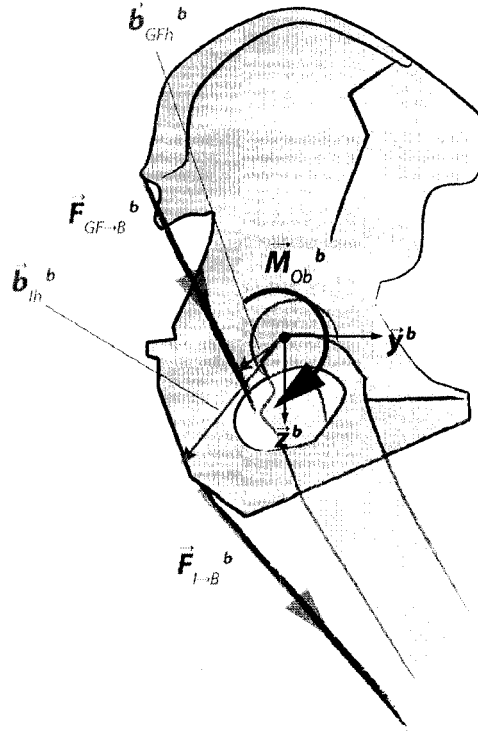


Figure 17 Modélisation des efforts dans les ischio-jambiers et dans le grand fessier

Les données sur les ischio-jambiers et le grand fessier se limitant à la longueur de leur bras de levier respectif, la résolution de l'équation (4.91) passe par une méthode similaire à la résolution de l'équation (4.78). Ainsi, en supposant que les angles des lignes d'action des ischio-jambiers et du grand fessier ne changent pas de cadran trigonométrique pendant le cycle de marche, l'équation (4.91) se simplifie par l'équation (4.92).

$$\sqrt{(b_{GF_h} \cdot f_{GF_B} + b_{I_h} \cdot f_{I_B})^2} = \sqrt{(m_{O_b}^b)^2} \quad (m_{O_b}^b < 0) \quad (4.92)$$

Tous les scalaires du membre de gauche de l'équation (4.92) représentent les normes des vecteurs associés. Devita et Hortobagyi (2001) proposent d'obtenir la force du grand fes-

sier en fonction de la force des ischio-jambiers et de leur APST respectif.

$$\frac{f_{GF_B}}{A_{GF}} = \frac{f_{I_B}}{A_I} \quad (4.93)$$

L'équation (4.96) représente la substitution de l'équation (4.93) dans l'équation (4.92).

$$\sqrt{\left(b_{GF_h} \cdot \frac{f_{I_B} \cdot A_{GF}}{A_I} + b_{I_h} \cdot f_{I_B}\right)^2} = \sqrt{(m_{O_b} b)^2} \quad (m_{O_b} b < 0) \quad (4.94)$$

$$\sqrt{\left(f_{I_B} \cdot \left(b_{GF_h} \cdot \frac{A_{GF}}{A_I} + b_{I_h}\right)\right)^2} = \sqrt{(m_{O_b} b)^2} \quad (m_{O_b} b < 0) \quad (4.95)$$

$$f_{I_B} \cdot \sqrt{\left(b_{GF_h} \cdot \frac{A_{GF}}{A_I} + b_{I_h}\right)^2} = \sqrt{(m_{O_b} b)^2} \quad (m_{O_b} b < 0) \quad (4.96)$$

La norme de la force musculaire générée par les ischio-jambiers est déterminée par l'équation (4.97).

$$f_{I_B} = \sqrt{(m_{O_b} b)^2} \cdot \sqrt{\left(\frac{A_I}{b_{GF_h} \cdot A_{GF} + b_{I_h} \cdot A_I}\right)^2} \quad (m_{O_b} b < 0) \quad (4.97)$$

Cette équation (4.97) – différente de celle proposée par Devita et Hortobagyi (2001) – représente la contribution des ischio-jambiers dans le moment inter-segmentaire de la cuisse sur la hanche exprimé dans le repère lié au bassin. Le APST des ischio-jambiers (A_I) est de 42.4 mm² tandis que le APST du grand fessier (A_{GF}) est de 17.36 mm² (Devita et Hortobagyi, 2001). Les coefficients des équations de régressions polynomiales pour la longueur du bras de levier des ischio-jambiers (b_{I_h}) et du bras de levier du grand fessier (b_{GF_h}) sont donnés en annexe 4. Ces coefficients ont été déterminés suivant la méthode proposée dans la section 4.3.1.3. Ces deux équations de régression polynomiales dépendent de l'angle de F/E de la hanche.

L'angle entre la ligne d'action des ischio-jambiers et l'axe PD du repère tibial étant identique à l'angle de F/E du genou (θ_G), la force des ischio-jambiers exprimée dans le repère tibial peut s'écrire sous la forme donnée dans l'équation (4.98).

$$\mathbf{f}_{I_T}^t = \sqrt{(m_{O_b}^b)^2} \cdot \frac{A_I}{b_{GF_h} \cdot A_{GF} + b_{I_h} \cdot A_I} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ -\sin(\theta_G) \\ -\cos(\theta_G) \end{bmatrix} \quad (m_{O_b}^b < 0) \quad (4.98)$$

4.3.3.3 Détermination de la force du ligament rotulien

Comme le montre la figure 18, la composante LM du moment inter-segmentaire de la cuisse sur la jambe exprimé dans le repère tibial est la résultante des forces des gastrocnémiens, des ischio-jambiers et du ligament rotulien.

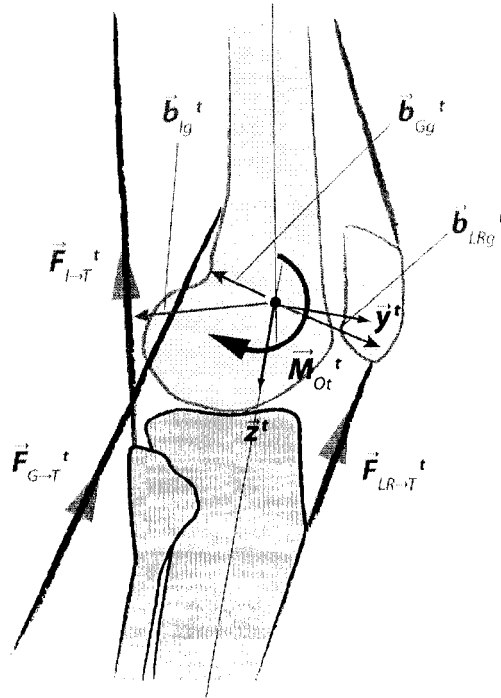


Figure 18 Modélisation des moments internes dans l'articulation du genou

Cette représentation peut s'écrire mécaniquement par l'équation (4.99).

$$\vec{b}_{G_g}^t \times \vec{F}_{G \rightarrow T}^t + \vec{b}_{I_g}^t \times \vec{F}_{I \rightarrow T}^t + \vec{b}_{LR_g}^t \times \vec{F}_{LR \rightarrow T}^t = \vec{M}_{O_t}^t \quad (4.99)$$

L'équation (4.99) peut aussi s'écrire sous une forme matricielle.

$$\tilde{\mathbf{B}}_{LR_g}^t \cdot \mathbf{f}_{LR_T}^t = \mathbf{m}_{O_t}^t - \tilde{\mathbf{B}}_{G_g}^t \cdot \mathbf{f}_{G_T}^t - \tilde{\mathbf{B}}_{I_g}^t \cdot \mathbf{f}_{I_T}^t \quad (4.100)$$

La modélisation musculaire du ligament rotulien se limitant à l'angle de sa ligne d'action et à la longueur de son bras de levier, il faut calculer la norme de l'équation (4.100).

$$\sqrt{(-b_{LR_g z}^p \cdot f_{LR_T y}^p + b_{LR_g y}^p \cdot f_{LR_T z}^p)^2 = \sqrt{(m_{O_t x}^t + b_{G_g z}^p \cdot f_{G_T y}^p - b_{G_g y}^p \cdot f_{G_T z}^p + b_{I_g z}^p \cdot f_{I_T y}^p - b_{I_g y}^p \cdot f_{I_T z}^p)^2} \quad (4.101)$$

Pour résoudre l'équation (4.101), il est nécessaire d'utiliser la norme des forces musculaires ainsi que la norme des bras de levier musculaires. En supposant que l'angle de chaque ligne d'action musculaire reste dans le même cadran trigonométrique tout le long d'un cycle de marche, les forces musculaires et les bras de levier peuvent s'écrire par les relations données dans les équations (4.102) à (4.104).

$$\mathbf{f}_{LR_T}^t = f_{LR_T} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ \sin(\theta_{LR}) \\ -\cos(\theta_{LR}) \end{bmatrix} \quad ; \quad \mathbf{f}_{G_T}^t = f_{G_T} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ \sin(\theta_{Ga}) \\ -\cos(\theta_{Ga}) \end{bmatrix} \quad (4.102)$$

$$\mathbf{f}_{I_T}^t = f_{I_T} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ -\sin(\theta_G) \\ -\cos(\theta_G) \end{bmatrix} \quad ; \quad \mathbf{b}_{LR_g}^t = b_{LR_g} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ \cos(\theta_{LR}) \\ \sin(\theta_{LR}) \end{bmatrix} \quad (4.103)$$

$$\mathbf{b}_{G_g}^t = b_{G_g} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ -\cos(\theta_{Ga}) \\ -\sin(\theta_{Ga}) \end{bmatrix} \quad ; \quad \mathbf{b}_{I_g}^t = b_{I_g} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ -\cos(\theta_G) \\ \sin(\theta_G) \end{bmatrix} \quad (4.104)$$

L'injection de ces relations dans l'équation (4.101) permet d'écrire l'équation (4.105).

$$\sqrt{(-b_{LR_g} \cdot f_{LR_T} \cdot (\cos^2(\theta_{LR}) + \sin^2(\theta_{LR})))^2 = \left((m_{O_t x}^t - b_{G_g} \cdot f_{G_T} \cdot (\cos^2(\theta_{Ga}) + \sin^2(\theta_{Ga})) - b_{I_g} \cdot f_{I_T} \cdot (\cos^2(\theta_G) + \sin^2(\theta_G)))^2 \right)^{1/2} \quad (4.105)$$

L'équation (4.105), permet de déterminer la norme de la force du ligament rotulien, formulée par l'équation (4.106).

$$f_{LR_T} = \frac{\sqrt{(m_{O_{tx}}^t - b_{G_g} \cdot f_{G_T} - b_{I_g} \cdot f_{I_T})^2}}{b_{LR_g}} \quad (4.106)$$

La formulation de la décomposition sur les axes du repère tibial de la force du ligament rotulien est présentée dans l'équation (4.107). Cette décomposition se base sur l'angle de la ligne d'action du ligament rotulien (θ_{LR}).

$$\mathbf{f}_{LR_T}^t = \frac{\sqrt{(m_{O_{tx}}^t - b_{G_g} \cdot f_{G_T} - b_{I_g} \cdot f_{I_T})^2}}{b_{LR_g}} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ \sin(\theta_{LR}) \\ -\cos(\theta_{LR}) \end{bmatrix} \quad (4.107)$$

Les longueurs des bras de levier musculaires des ischio-jambiers ($b_{I_g}^t$), des gastrocnémiens ($b_{G_g}^t$) et du ligament rotulien ($b_{LR_g}^t$) ainsi que l'angle de la ligne d'action du ligament rotulien (θ_{LR}) sont obtenues à partir d'équations de régressions polynomiales d'ordre 10 (cf. section 4.3.1.3). Toutes les équations régissant ces paramètres sont fonction de l'angle de flexion du genou (θ_G). Les coefficients des équations de régression polynomiales sont présentés dans le tableau XII en annexe 4.

4.3.3.4 Détermination des FCFT

La modélisation de M3 suppose les forces inter-segmentaires de la cuisse sur la jambe exprimées dans le repère tibial comme la conséquence exclusive des forces de contact et des forces musculaires. Cette hypothèse représentée par la figure 19 permet d'écrire l'équation (4.108). La force inter-segmentaire de la cuisse par rapport à la jambe est égal aux FCFT et aux forces musculaires des gastrocnémiens, des ischio-jambiers et du ligament rotulien. L'écriture matricielle de l'équation (4.108) complétée par la substitution des forces musculaires grâce aux équations (4.90), (4.98) et (4.107) permet d'écrire l'équation (4.109), représentation matricielle de l'estimation des FCFT par le modèle M3.

$$\vec{F}_{F \rightarrow T}^t + \vec{F}_{G \rightarrow T}^t + \vec{F}_{I \rightarrow T}^t + \vec{F}_{LR \rightarrow T}^t = \vec{F}_{C \rightarrow J}^t \quad (4.108)$$

$$\begin{aligned} f_{F_T}^t = f_{C_J}^t - \frac{\sqrt{(m_{O_{px}}^p)^2}}{b_{TA_c}} \cdot 0.319 \cdot u_G^t \\ - \sqrt{(m_{O_{bx}}^b)^2} \cdot \sqrt{\left(\frac{A_I}{b_{GF_h} \cdot A_{GF} + b_{I_h} \cdot A_I} \right)^2} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ -\sin(\theta_G) \\ -\cos(\theta_G) \end{bmatrix} \\ - \frac{\sqrt{(m_{O_{tx}}^t - b_{G_g} \cdot f_{G_T} - b_{I_g} \cdot f_{I_T})^2}}{b_{LR_g}} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ \sin(\theta_{LR}) \\ -\cos(\theta_{LR}) \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (4.109)$$

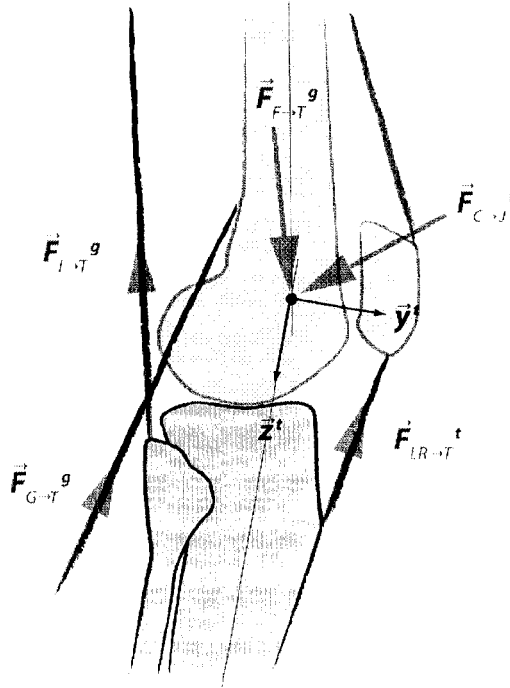


Figure 19 Représentation des forces exerçant une contrainte sur le tibia proximal

4.4 Normalisation des forces de contact fémoro-tibiales

Les FCFT estimées sont normalisées en fonction du poids du corps des participants (BW) et en fonction du pourcentage d'un cycle de marche. Ces normalisations créent un indice multiplicateur adimensionné spécifiant le nombre de fois le poids du corps exercé sur le centre articulaire du genou lors d'un cycle de marche. La normalisation en fonction d'un cycle de marche permet de se rendre compte de l'allure moyenne des FCFT. Pour obtenir la moyenne et l'écart-type des FCFT de chaque participant ou du groupe de participants, il est nécessaire de ré-échantillonner les résultats. Cet échantillonnage sur 100 points (un point par pourcent du cycle de marche) est effectué par une interpolation linéaire. La représentation des FCFT en fonction du pourcentage du cycle de marche permet de superposer plus de 35 cycles de marche pour chaque participant dû à une collecte de données équivalentes à 60 secondes. Pour s'assurer de garder les cycles les plus répétables les uns entre les autres, seulement 15 cycles de marche sont gardés. La sélection de ces 15 cycles s'effectue par la racine de la moyenne de la différence au carré (RMS) des composantes des FCFT ré-échantillonnées.

4.5 Définition des paramètres pour la comparaison des modèles

Les acquisitions de marche du groupe de participants permettent de déterminer cinq estimations des FCFT pour chaque participant. Toutefois, il est encore impossible de savoir si les résultats de chaque modèle sont similaires ou significativement différents. Si les estimations des FCFT sont significativement différentes, alors, la modélisation biomécanique du membre inférieur influe sur les résultats. Pour déterminer l'existence d'un effet modèle sur les résultats, la présente étude effectue des analyses de variances (ANOVA) sur des paramètres extraits des composantes des FCFT. La comparaison s'effectuant entre cinq modélisations du membre inférieur (M1a vs M1bs vs M1c vs M2 vs M3), il faut effectuer une ANOVA à mesures répétées. Les graphiques 20 et 21 illustrant les patrons typiques,

respectivement, de la composante PA et PD des FCFT permettent de définir les paramètres utilisés dans les ANOVA à mesures répétées

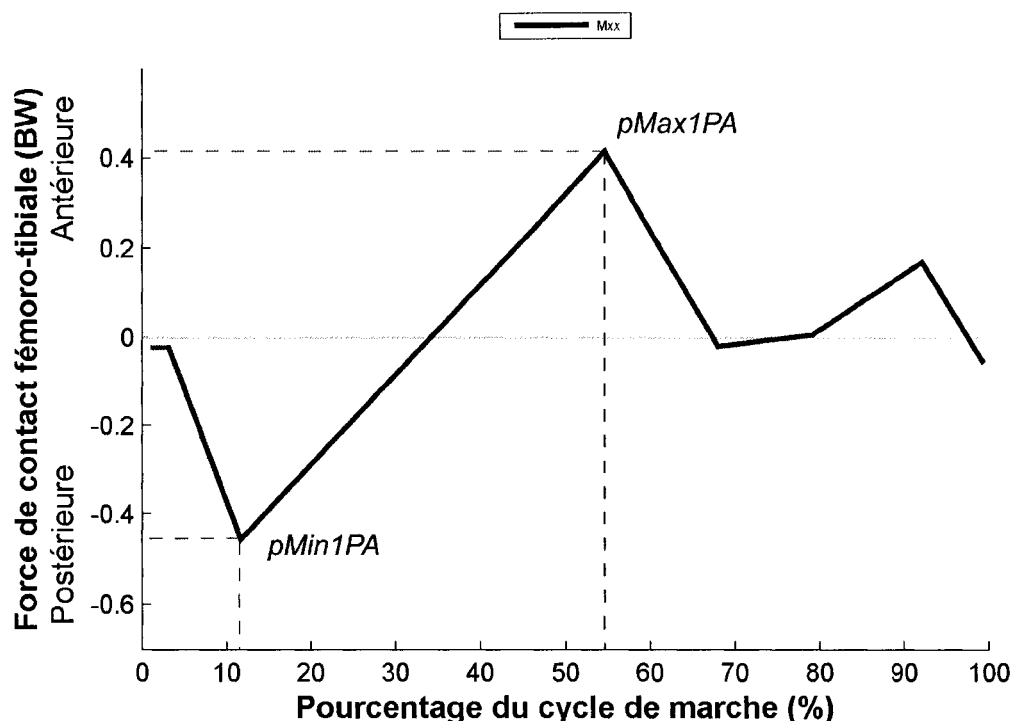


Figure 20 Paramètres de la composante PA des FCFT

Le paramètre $pMin1PA$ représente le pique postérieur entre 10% et 20% du cycle de marche sur la composante PA des FCFT comme l'illustre la figure 20. Le paramètre $pMax1PA$ représente le pique antérieur entre 45% et 55% du cycle de marche sur la composante PA des FCFT.

Le paramètre $pMax1PD$ représente le pique distal entre 15% et 25% du cycle de marche sur la composante PD des FCFT (cf. figure 21). Le paramètre $pMax2PD$ représente le pique distal entre 45% et 55% du cycle de marche sur la composante PD des FCFT. Le paramètre $pMin1PD$ représente le minimum entre 25% et 45% du cycle de marche sur la composante PD des FCFT.

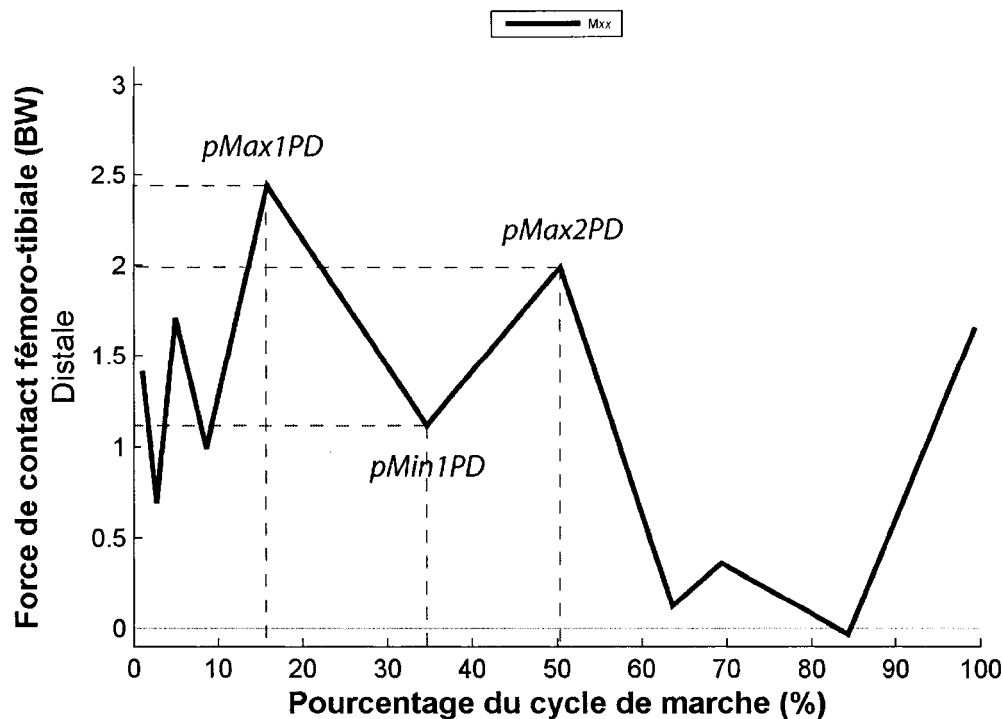


Figure 21 Paramètres de la composante PD des FCFT

Une ANOVA à mesures répétées indique seulement s'il existe une différence significative entre des données suivant une distribution normale. Il faut donc effectuer par la suite un test post-hoc déterminant les modèles significativement différents. Le test post-hoc retenu dans la présente étude est le test de comparaisons multiples de Tukey. Dans le cas d'une distribution non-normale, le test non-paramétrique retenu est le test de Friedman, équivalent de l'ANOVA à mesures répétées en non-paramétrique. Comme l'ANOVA à mesures répétées, le test de Friedman ne fait qu'indiquer l'effet modèle. S'il existe une différence significative entre les données, il faut effectuer par la suite le test de comparaisons multiples de Dunn permettant de donner les modèles significativement différents.

4.6 Analyse de l'incertitude des modèles estimant les forces de contact fémoro-tibiales

Cette section détaille les différents calculs nécessaires à la détermination de l'incertitude des FCFT estimées par chaque modèle. Cette incertitude peut être perçue comme le degré de véracité des résultats. Les FCFT estimés seront donc encapsulés par deux bornes (le célèbre “plus ou moins” : \pm), chacune correspondant à l'incertitude calculée.

4.6.1 Description générale du calcul de l'incertitude d'un paramètre

L'incertitude de mesure (U) informe sur l'erreur de mesure (ϵ) ainsi que sur le biais relatif (β) entre la valeur mesurée et la “vraie” valeur (Coleman et Steele, 1989). Cette définition illustrée par les figures 22a et 22b se généralise aux paramètres calculés grâce à l'inclusion des incertitudes des paramètres mesurés (cf. figure 22c).

L'incertitude d'un paramètre calculé est obtenue à partir de la série de Taylor des dérivées partielles de l'équation définissant ce paramètre calculé (Coleman et Steele, 1989). Cette définition reprise par Cooper et al. (1997), est illustrée par l'équation (4.110). L'incertitude du paramètre calculé (r) obtenue à partir de paramètres mesurés (x, y) s'écrit :

$$Ur(x, y) = \sqrt{\left(\frac{\partial r}{\partial x} \cdot Ux\right)^2 + \left(\frac{\partial r}{\partial y} \cdot Uy\right)^2} \quad (4.110)$$

Ce calcul se généralise pour un paramètre p dépendant de m mesures q .

$$Up = \sqrt{\sum_{i=1}^m \left(\frac{\partial p}{\partial q_i} \cdot Uq_i\right)^2} \quad (4.111)$$

La détermination de l'incertitude des FCFT estimées par les modèles décrits dans la présente étude, demande donc d'exprimer les calculs des FCFT en fonction des mesures acquises, c'est-à-dire en fonction des coordonnées 3D des marqueurs réfléchissants du système VICON 460 (VICON, United Kingdom) et des forces des capteurs de forces du

tapis roulant instrumenté ADAL (Tecmachine, Medical Development, France). Toutefois, dans le cadre d'une première approche sur la détermination de l'incertitude, les calculs se limitent à exprimer les FCFT en fonction des paramètres d'entrées des modèles estimant les FCFT. Chaque composante des FCFT est donc exprimée en fonction des forces et des moments inter-segmentaires du membre inférieur ainsi qu'en fonction de l'angle de F/E des articulations. La détermination de l'incertitude de ces paramètres est détaillée dans la section 4.6.5. À noter que les incertitudes doivent respecter le système international d'unités. Ainsi, les angles sont exprimés en radian, les forces en newton, les moments en newton-mètre et les distances en mètre.

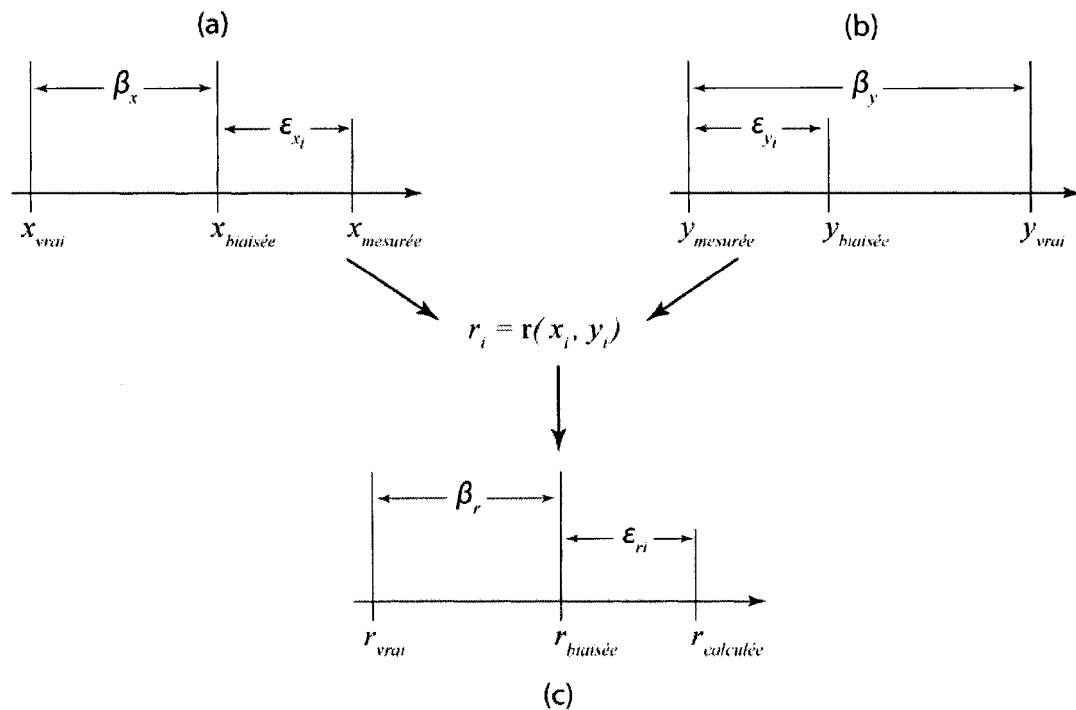


Figure 22 Propagation de l'erreur de mesure et du biais de mesure sur un résultat expérimental – (a) incertitude de la mesure du paramètre x à l'image i , (b) incertitude de la mesure du paramètre y à l'image i , (c) incertitude du paramètre calculé $r(x, y)$ à l'image i – adapté de Coleman et Steele (1989)

4.6.2 Calcul de l'incertitude pour les variantes du modèle M1

Le calcul de l'incertitude pour les variantes du modèle M1 s'effectue en deux parties dues au test conditionnel effectué sur le signe de la composante LM du moment inter-segmentaire de la cuisse sur la jambe. Pour rappel, si le signe de ce moment est négatif alors ce sont les quadriceps qui sont activés et si le signe est positif alors ce sont les ischio-jambiers qui sont activés. Malgré ce test conditionnel, ainsi que les spécificités de chaque variante du modèle M1 quant aux paramètres d'entrées sur les données musculaires, il est tout de même possible de généraliser la formulation du calcul de l'incertitude pour l'estimation des FCFT. Ainsi, la formulation de l'incertitude de la composante PA des FCFT est représentée par l'équation (4.112) tandis que la formulation de l'incertitude de la composante PD des FCFT est représentée par l'équation (4.113).

$$Uf_{F_{Ty}}^t = \left(\left(\frac{\partial f_{F_{Ty}}^t}{\partial f_{C_{Jy}}^t} \cdot Uf_{C_{Jy}}^t \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Ty}}^t}{\partial m_{O_{tx}}^t} \cdot Um_{O_{tx}}^t \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Ty}}^t}{\partial \theta_G} \cdot U\theta_G \right)^2 \right)^{1/2} \quad (4.112)$$

$$Uf_{F_{Tz}}^t = \left(\left(\frac{\partial f_{F_{Tz}}^t}{\partial f_{C_{Jz}}^t} \cdot Uf_{C_{Jz}}^t \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Tz}}^t}{\partial m_{O_{tx}}^t} \cdot Um_{O_{tx}}^t \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Tz}}^t}{\partial \theta_G} \cdot U\theta_G \right)^2 \right)^{1/2} \quad (4.113)$$

Les paramètres pouvant faire varier l'incertitude des FCFT sont l'angle relatif du tibia sur le fémur (θ_G) ainsi que les forces et les moments inter-segmentaires de la cuisse sur la jambe exprimés dans le repère tibial ($f_{C_{Jy}}^t$, $f_{C_{Jz}}^t$ et $m_{O_{tx}}^t$). La formulation de l'estimation des FCFT nécessite donc d'être remaniée pour pouvoir être exclusivement exprimé en fonction de ces quatre paramètres. Les prochains paragraphes vont donc décrire ces nouvelles formulations pour les variantes du modèle M1.

4.6.2.1 Calcul de l'incertitude du modèle M1a

Les équations (4.114) et (4.115) représentent la formulation de l'estimation des FCFT par le modèle M1a dans le plan sagittal du repère tibial lorsque les quadriceps sont activés.

$$f_{F_{Ty}}^t = f_{C_{Jy}}^t - \frac{\sin \left(\sum_{i=0}^3 (a_i \cdot \theta_G^i) \right)}{\sum_{i=0}^3 (b_i \cdot \theta_G^i)} \cdot \sqrt{(m_{O_tx}^t)^2} \quad (m_{O_tx}^t < 0) \quad (4.114)$$

$$f_{F_{Tz}}^t = f_{C_{Jz}}^t + \frac{\cos \left(\sum_{i=0}^3 (a_i \cdot \theta_G^i) \right)}{\sum_{i=0}^3 (b_i \cdot \theta_G^i)} \cdot \sqrt{(m_{O_tx}^t)^2} \quad (m_{O_tx}^t < 0) \quad (4.115)$$

Les équations (4.116) et (4.117) représentent la formulation de l'estimation des FCFT par le modèle M1a dans le plan sagittal du repère tibial lorsque les ischio-jambiers sont activés.

$$f_{F_{Ty}}^t = f_{C_{Jy}}^t + \frac{\sin(\theta_G)}{\sum_{i=0}^3 (c_i \cdot \theta_G^i)} \cdot \sqrt{(m_{O_tx}^t)^2} \quad (m_{O_tx}^t > 0) \quad (4.116)$$

$$f_{F_{Tz}}^t = f_{C_{Jz}}^t + \frac{\cos(\theta_G)}{\sum_{i=0}^3 (c_i \cdot \theta_G^i)} \cdot \sqrt{(m_{O_tx}^t)^2} \quad (m_{O_tx}^t > 0) \quad (4.117)$$

Les coefficients polynomiaux a_i , b_i , c_i représentent les coefficients des équations de régression polynomiales déterminant, respectivement, l'angle de la ligne d'action du ligament rotulien par rapport à l'axe PD du repère tibial, la longueur du bras de levier du ligament rotulien passant par le centre articulaire du genou et la longueur du bras de levier des ischio-jambiers passant par le centre articulaire du genou. Ces coefficients utilisés dans les équations (4.112) et (4.113) sont basés sur les données de Smidt (1973) adaptées aux unités du système international. Ces coefficients sont donnés dans le tableau XI en annexe 5.

À titre d'exemple, les dérivées partielles utilisées pour le calcul de l'incertitude de la composante PA des FCFT lorsque les quadriceps sont activés sont représentées par les équations (4.118), (4.119) et (4.120).

$$\frac{\partial f_{F_{Ty}}^t}{\partial f_{C_{Jy}}^t} = 1 \quad (4.118)$$

$$\frac{\partial f_{F_{Ty}}^t}{\partial m_{O_t x}^t} = - \frac{\sin \left(\sum_{i=0}^3 (a_i \cdot \theta_G^i) \right)}{\sum_{i=0}^3 (b_i \cdot \theta_G^i)} \cdot \frac{\sqrt{(m_{O_t x}^t)^2}}{m_{O_t x}^t} \quad (4.119)$$

$$\frac{\partial f_{F_{Ty}}^t}{\partial \theta_G} = \left(\frac{\sin \left(\sum_{i=0}^3 (a_i \cdot \theta_G^i) \right) \cdot \sum_{i=1}^3 (i \cdot a_i \cdot \theta_G^{i-1})}{\left(\sum_{i=0}^3 (b_i \cdot \theta_G^i) \right)^2} - \frac{\cos \left(\sum_{i=0}^3 (a_i \cdot \theta_G^i) \right) \cdot \sum_{i=1}^3 (i \cdot a_i \cdot \theta_G^{i-1})}{\sum_{i=0}^3 (b_i \cdot \theta_G^i)} \right) \cdot \sqrt{(m_{O_t x}^t)^2} \quad (4.120)$$

4.6.2.2 Calcul de l'incertitude du modèle M1b

Les paramètres musculaires utilisés dans le modèle M1b sont basés sur les coefficients des équations de régressions polynomiales déterminés par l'étude de Herzog et Read (1993). Les équations polynomiales résultantes sont fonction de l'angle de F/E du genou exprimé en degré tandis que les paramètres calculés sont exprimés en centimètres et en degrés. Il faut donc adapter ces équations de régressions polynomiales pour calculer des paramètres exprimés dans les unités du système international.

Les équations (4.121) et (4.122) représentent la formulation de l'estimation des FCFT par le modèle M1b dans le plan sagittal du repère tibial lorsque les quadriceps sont activés.

$$f_{F_{Ty}}^t = f_{C_{Jy}}^t - \frac{\sqrt{(m_{O_{tx}}^t)^2}}{\frac{1}{100} \cdot \sum_{i=0}^4 (a_i \cdot \check{\theta}_G^i)} \cdot \cos \left(\sum_{i=0}^3 (e_i \cdot \check{\theta}_G^i) \cdot \frac{\pi}{180} \right) \quad (m_{O_{tx}}^t < 0) \quad (4.121)$$

$$f_{F_{Ty}}^t = f_{C_{Jz}}^t - \frac{\sqrt{(m_{O_{tx}}^t)^2}}{\frac{1}{100} \cdot \sum_{i=0}^4 (a_i \cdot \check{\theta}_G^i)} \cdot \sin \left(\sum_{i=0}^3 (e_i \cdot \check{\theta}_G^i) \cdot \frac{\pi}{180} \right) \quad (m_{O_{tx}}^t < 0) \quad (4.122)$$

Les coefficients polynomiaux a_i , e_i représentent les coefficients des équations de régression polynomiales déterminant, respectivement, la longueur du bras de levier du ligament rotulien passant par le centre articulaire du genou et l'angle de la ligne d'action du ligament rotulien par rapport à l'axe PD du repère tibial. La variable $\check{\theta}_G$ correspond au passage d'un angle exprimé en radians à un angle exprimé en degrés.

$$\check{\theta}_G = \left(\theta_G \cdot \frac{180}{\pi} \right) \quad (4.123)$$

La formulation de l'estimation des FCFT par le modèle M1b dans le plan sagittal du repère tibial lorsque les ischio-jambiers sont activés est identique aux équations (4.121) et (4.122). Seuls les coefficients polynomiaux changent. Ainsi a_i est remplacé par j_i et e_i par k_i . Le coefficient j_i représente la moyenne des coefficients polynomiaux calculant la longueur du bras de levier du biceps fémoral, du semi-tendineux et du semi-membraneux, tous passant par le centre articulaire du genou. Le coefficient k_i représente la moyenne des coefficients polynomiaux calculant l'angle de la ligne d'action du biceps fémoral, du semi-tendineux et du semi-membraneux, tous par rapport à l'axe PA du repère tibial.

$$j_i = \frac{b_i + c_i + d_i}{3} \quad ; \quad k_i = \frac{f_i + g_i + h_i}{3} \quad (4.124)$$

Les coefficients polynomiaux b_i , c_i , d_i représentent les coefficients des équations de régression polynomiales déterminant la longueur du bras de levier, respectivement, du bi-

ceps fémoral, du semi-membraneux et du semi-tendineux. Les coefficients polynomiaux f_i, g_i, h_i représentent les coefficients des équations de régression polynomiales déterminant les angles des lignes d'actions, respectivement, du biceps fémoral, du semi-membraneux et du semi-tendineux. Tous les coefficients polynomiaux utilisés dans les équations (4.121) et (4.122), sont recensés dans le tableau IV.

4.6.2.3 Calcul de l'incertitude du modèle M1c

La formulation de l'estimation des FCFT par le modèle M1c dans le plan sagittal du repère tibial lorsque les quadriceps (respectivement les ischio-jambiers) sont activés peut se représenter par les équations (4.114), (4.115) (respectivement les équations (4.116) et (4.117)). Seul l'ordre des polynômes change. Pour le modèle M1c, les équations de régressions polynomiales sont d'ordre 10 et non d'ordre 3. De plus l'angle θ_G , est remplacé par $\hat{\theta}_G$, correspond au centrage et au redimensionnement de l'angle de F/E du genou comme le montre l'équation (4.125).

$$\hat{\theta}_G = \frac{\theta_G - \mu_1}{\mu_2} \quad (4.125)$$

A titre d'exemple, la formulation de l'estimation de la composante PD des FCFT par le modèle M1c dans le plan sagittal du repère tibial lorsque les quadriceps sont activés peut se représenter par l'équation (4.126).

$$f_{F_T z}^t = f_{C_{Jz}}^t + \frac{\sqrt{(m_{O_{tx}})^2}}{\sum_{i=0}^{10} (b_i \cdot \hat{\theta}_G^i)} \cdot \cos \left(\sum_{i=0}^{10} (a_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \right) \quad (m_{O_{tx}}^t < 0) \quad (4.126)$$

Les valeurs numériques de ces coefficients, nécessaires pour le calcul des incertitudes, sont basées sur les données de Devita et Hortobagyi (2001) adaptées aux unités du système international. Ces coefficients sont donnés dans le tableau XII en annexe 6.

4.6.3 Calcul de l'incertitude du modèle M2

Lors d'un cycle de marche, l'estimation des FCFT par le modèle M2 est dépendante de l'activation musculaire des gastrocnémiens, des ischio-jambiers et des quadriceps. Chaque muscle étant activé séparément, trois formulations sont donc utilisées pour estimer les FCFT lors d'un cycle de marche. Ces trois formulations sont la base du calcul de l'incertitude des FCFT estimées par le modèle M2 lors d'un cycle de marche.

La formulation de l'estimation des FCFT par le modèle M2 dans le plan sagittal du repère tibial lorsque les quadriceps sont activés est identique à celle du modèle M1c. Il en est de même pour les ischio-jambiers, seul la méthode de recrutement musculaire diffère. Les équations (4.127) et (4.128) représentent la formulation de l'estimation des FCFT par le modèle M2 dans le plan sagittal du repère tibial lorsque les gastrocnémiens sont activés.

$$f_{F_{Ty}}^t = f_{C_{Jy}}^t - \frac{\sqrt{(m_{Otx}^t)^2}}{\sum_{i=0}^{10} (d_i \cdot \hat{\theta}_G^i)} \cdot u_{Gy}^t \quad (m_{Otx}^t > 0, I \in Ia_G) \quad (4.127)$$

$$f_{F_{Tz}}^t = f_{C_{Jz}}^t - \frac{\sqrt{(m_{Otx}^t)^2}}{\sum_{i=0}^{10} (d_i \cdot \hat{\theta}_G^i)} \cdot u_{Gz}^t \quad (m_{Otx}^t > 0, I \in Ia_G) \quad (4.128)$$

On peut remarquer que les équations (4.127) et (4.128) dépendent, respectivement, de la composante PA du vecteur directeur unitaire des gastrocnémiens (u_{Gy}^t) et de la composante PD du vecteur directeur unitaire des gastrocnémiens (u_{Gz}^t). L'utilisation de ces paramètres comme mesures s'insère dans le cadre de première approche du calcul de l'incertitude.

Les coefficients polynomiaux d_i représentent les coefficients nécessaires à l'équation de régression polynomiales déterminant la longueur du bras de levier des gastrocnémiens passant par le centre articulaire du genou. Les valeurs numériques de ces coefficients (ainsi que les valeurs des coefficients pour les quadriceps et les ischio-jambiers) sont basées sur

les données de Devita et Hortobagyi (2001) adaptées aux unités du système international. Ces coefficients sont donnés dans le tableau XII en annexe 6. Quelque soit le muscle activé, la formulation de l'incertitude de la composante PA des FCFT est représentée par l'équation (4.129) tandis que la formulation de l'incertitude de la composante PD des FCFT est représentée par l'équation (4.130).

$$U_{f_{F_{Ty}}^t} = \left(\left(\frac{\partial f_{F_{Ty}}^t}{\partial f_{C_{Jy}}^t} \cdot U_{f_{C_{Jy}}^t} \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Ty}}^t}{\partial m_{O_{tx}}^t} \cdot U_{m_{O_{tx}}^t} \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Ty}}^t}{\partial \theta_G} \cdot U_{\theta_G} \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Ty}}^t}{\partial u_{Gy}^t} \cdot U_{u_{Gy}^t} \right)^2 \right)^{1/2} \quad (4.129)$$

$$U_{f_{F_{Tz}}^t} = \left(\left(\frac{\partial f_{F_{Tz}}^t}{\partial f_{C_{Jz}}^t} \cdot U_{f_{C_{Jz}}^t} \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Tz}}^t}{\partial m_{O_{tx}}^t} \cdot U_{m_{O_{tx}}^t} \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Tz}}^t}{\partial \theta_G} \cdot U_{\theta_G} \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Tz}}^t}{\partial u_{Gz}^t} \cdot U_{u_{Gz}^t} \right)^2 \right)^{1/2} \quad (4.130)$$

4.6.4 Calcul de l'incertitude du modèle M3

La formulation du modèle M3 varie en fonction du signe de la composante LM du moment inter-segmentaire de la jambe sur le pied exprimé dans le repère du pied ($m_{O_p x}^p$) mais aussi en fonction du signe de la composante LM du moment inter-segmentaire de la cuisse sur le bassin exprimé dans le repère du bassin ($m_{O_b x}^b$). Ces contrôles d'activation musculaires impliquent donc quatre formulations pour le calcul de l'incertitude des FCFT. Il est possible de se retrouver dans le cas où (1) les ischio-jambiers et les gastrocnémiens ne sont pas activés, (2) les ischio-jambiers et les gastrocnémiens sont activés simultanément, (3) seuls les gastrocnémiens sont activés, (4) seuls les ischio-jambiers sont activés.

4.6.4.1 Ischio-jambiers et gastrocnémiens non activés

Lorsque les ischio-jambiers et les gastrocnémiens ne sont pas activés, la formulation de l'estimation des FCFT par le modèle M3 dans le plan sagittal du repère tibial s'écrit suivant les équations (4.131) et (4.132).

$$f_{F_T y}^t = f_{C_J y}^t - \frac{\sqrt{(m_{O_t x}^t)^2}}{\sum_{i=0}^{10} (e_i \cdot \hat{\theta}_G^i)} \cdot \sin \left(\sum_{i=0}^{10} (a_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \right) \quad (m_{O_{px}}^p < 0, m_{O_{bx}}^b > 0) \quad (4.131)$$

$$f_{F_T z}^t = f_{C_J z}^t + \frac{\sqrt{(m_{O_t x}^t)^2}}{\sum_{i=0}^{10} (e_i \cdot \hat{\theta}_G^i)} \cdot \cos \left(\sum_{i=0}^{10} (a_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \right) \quad (m_{O_{px}}^p < 0, m_{O_{bx}}^b > 0) \quad (4.132)$$

La variable $\hat{\theta}_G$ correspond au centrage et au redimensionnement de l'angle de F/E du genou utilisé lors de la détermination des coefficients des équations de régression polynomiales.

$$\hat{\theta}_G = \frac{\theta_G - \mu_1}{\mu_2} \quad (4.133)$$

Les coefficients polynomiaux a_i, e_i représentent les coefficients nécessaires aux équations de régression polynomiales déterminant, respectivement, l'angle de la ligne d'action du ligament rotulien par rapport à l'axe PD du repère tibial et la longueur du bras de levier du ligament rotulien passant par le centre articulaire du genou.

4.6.4.2 Ischio-jambiers et gastrocnémiens activés simultanément

Lorsque les ischio-jambiers et les gastrocnémiens sont activés simultanément la formulation de l'estimation des FCFT par le modèle M3 dans le plan sagittal du repère tibial est représentée par les équations (4.134) et (4.135). Les coefficients polynomiaux b_i, c_i, d_i, f_i représentent les coefficients nécessaires aux équations de régression polynomiales déterminant la longueur du bras de levier, respectivement, du tendon d'Achille à la cheville, des ischio-jambiers à la hanche, du grand fessier à la hanche, la longueur du bras de levier des ischio-jambiers au genou.

$$\begin{aligned}
f_{F_T y}^t &= f_{C_J y}^t - 0.319 \cdot \sqrt{\left(m_{O_p x}^p \cdot \left(\sum_{i=0}^{10} (b_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right)^{-1}\right)^2} \cdot u_{G y}^t \\
&+ \sqrt{\left(m_{O_b x}^b \cdot A_I \cdot \left(\sum_{i=0}^{10} (d_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \cdot A_{GF} + \sum_{i=0}^{10} (c_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \cdot A_I\right)^{-1}\right)^2} \cdot \sin(\hat{\theta}_G) \\
&- \left(\sum_{i=0}^{10} (e_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right)^{-1} \cdot \left(\left(m_{O_t x}^t - 0.319 \cdot \sqrt{\left(m_{O_p x}^p \cdot \left(\sum_{i=0}^{10} (b_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right)^{-1}\right)^2} \cdot \sum_{i=0}^{10} (g_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right.\right. \\
&\quad \left.\left.- \sqrt{\left(m_{O_b x}^b \cdot A_I \cdot \left(\sum_{i=0}^{10} (d_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \cdot A_{GF} + \sum_{i=0}^{10} (c_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \cdot A_I\right)^{-1}\right)^2} \cdot \sum_{i=0}^{10} (f_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right)^2\right)^{1/2} \\
&\quad \cdot \sin\left(\sum_{i=0}^{10} (a_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right) \\
&(m_{O_p x}^p > 0, m_{O_b x}^b < 0)
\end{aligned} \tag{4.134}$$

$$\begin{aligned}
f_{F_T z}^{\mathbf{t}} = & f_{C_{Jz}}^{\mathbf{t}} - 0.319 \cdot \sqrt{\left(m_{O_p x}^{\mathbf{p}} \cdot \left(\sum_{i=0}^{10} (b_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right)^{-1}\right)^2} \cdot u_{Gz}^{\mathbf{t}} \\
& + \sqrt{\left(m_{O_b x}^{\mathbf{b}} \cdot A_I \cdot \left(\sum_{i=0}^{10} (d_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \cdot A_{GF} + \sum_{i=0}^{10} (c_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \cdot A_I\right)^{-1}\right)^2} \cdot \cos(\hat{\theta}_G) \\
& - \left(\sum_{i=0}^{10} (e_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right)^{-1} \cdot \left(\left(m_{O_t x}^{\mathbf{t}} - 0.319 \cdot \sqrt{\left(m_{O_p x}^{\mathbf{p}} \cdot \left(\sum_{i=0}^{10} (b_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right)^{-1}\right)^2} \cdot \sum_{i=0}^{10} (g_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right.\right. \\
& \quad \left.\left. - \sqrt{\left(m_{O_b x}^{\mathbf{b}} \cdot A_I \cdot \left(\sum_{i=0}^{10} (d_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \cdot A_{GF} + \sum_{i=0}^{10} (c_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \cdot A_I\right)^{-1}\right)^2} \cdot \sum_{i=0}^{10} (f_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right)^2\right)^{1/2} \\
& \cdot \cos\left(\sum_{i=0}^{10} (a_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right) \\
& (m_{O_p x}^{\mathbf{p}} > 0, m_{O_b x}^{\mathbf{b}} < 0)
\end{aligned} \tag{4.135}$$

4.6.4.3 Gastrocnémiens activés seuls

Lorsque seuls les gastrocnémiens sont activés, la formulation de l'estimation des FCFT par le modèle M3 dans le plan sagittal du repère tibial est représentée par les équations (4.136) et (4.137). Les coefficients polynomiaux g_i représentent les coefficients nécessaires à l'équation de régression polynomiales déterminant la longueur du bras de levier des gastrocnémiens passant par le centre articulaire du genou.

$$\begin{aligned}
 f_{F_{Ty}}^t = f_{C_{Jy}}^t - 0.319 \cdot \sqrt{\left(m_{O_{px}}^p \cdot \left(\sum_{i=0}^{10} (b_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right)^{-1}\right)^2} \cdot u_{Gy}^t \\
 - \sqrt{\left(m_{O_{tx}}^t - 0.319 \cdot \sqrt{\left(m_{O_{px}}^p \cdot \left(\sum_{i=0}^{10} (b_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right)^{-1}\right)^2} \cdot \sum_{i=0}^{10} (g_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right)^2} \\
 \cdot \left(\sum_{i=0}^{10} (e_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right)^{-1} \cdot \sin\left(\sum_{i=0}^{10} (a_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right) \quad (4.136)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 f_{F_{Tz}}^t = f_{C_{Jz}}^t - 0.319 \cdot \sqrt{\left(m_{O_{px}}^p \cdot \left(\sum_{i=0}^{10} (b_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right)^{-1}\right)^2} \cdot u_{Gz}^t \\
 + \sqrt{\left(m_{O_{tx}}^t - 0.319 \cdot \sqrt{\left(m_{O_{px}}^p \cdot \left(\sum_{i=0}^{10} (b_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right)^{-1}\right)^2} \cdot \sum_{i=0}^{10} (g_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right)^2} \\
 \cdot \left(\sum_{i=0}^{10} (e_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right)^{-1} \cdot \cos\left(\sum_{i=0}^{10} (a_i \cdot \hat{\theta}_G^i)\right) \quad (4.137)
 \end{aligned}$$

4.6.4.4 Ischio-jambiers activés seuls

Lorsque seuls les ischio-jambiers sont activés, la formulation de l'estimation des FCFT par le modèle M3 dans le plan sagittal du repère tibial est représentée par les équations (4.138) et (4.139).

$$\begin{aligned}
 f_{F_T y}^t = f_{C_{Jy}}^t + & \sqrt{\left(m_{O_b x}^b \cdot A_I \cdot \left(\sum_{i=0}^{10} (d_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \cdot A_{GF} + \sum_{i=0}^{10} (c_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \cdot A_I \right)^{-1} \right)^2} \\
 & \cdot \sin(\hat{\theta}_G) - \left(\left(m_{O_t x}^t - \left(\left(m_{O_b x}^b \cdot A_I \cdot \left(\sum_{i=0}^{10} (d_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \right) \right. \right. \right. \right. \\
 & \left. \left. \left. \cdot A_{GF} + \sum_{i=0}^{10} (c_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \cdot A_I \right)^{-1} \right)^2 \right)^{1/2} \cdot \sum_{i=0}^{10} (f_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \right)^2 \right)^{1/2} \\
 & \cdot \left(\sum_{i=0}^{10} (e_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \right)^{-1} \cdot \sin \left(\sum_{i=0}^{10} (a_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \right) \quad (4.138)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 f_{F_T z}^t = f_{C_{Jz}}^t + & \sqrt{\left(m_{O_b x}^b \cdot A_I \cdot \left(\sum_{i=0}^{10} (d_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \cdot A_{GF} + \sum_{i=0}^{10} (c_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \cdot A_I \right)^{-1} \right)^2} \\
 & \cdot \cos(\hat{\theta}_G) + \left(\left(m_{O_t x}^t - \left(\left(m_{O_b x}^b \cdot A_I \cdot \left(\sum_{i=0}^{10} (d_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \right) \right. \right. \right. \right. \\
 & \left. \left. \left. \cdot A_{GF} + \sum_{i=0}^{10} (c_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \cdot A_I \right)^{-1} \right)^2 \right)^{1/2} \cdot \sum_{i=0}^{10} (f_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \right)^2 \right)^{1/2} \\
 & \left(\sum_{i=0}^{10} (e_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \right)^{-1} \cdot \cos \left(\sum_{i=0}^{10} (a_i \cdot \hat{\theta}_G^i) \right) \quad (4.139)
 \end{aligned}$$

4.6.4.5 Formulation générale du calcul de l'incertitude pour le modèle M3

Quel que soit le ou les muscles activés, la formulation de l'incertitude de la composante PA des FCFT est représentée par l'équation (4.140) tandis que la formulation de l'incertitude de la composante PD des FCFT est représentée par l'équation (4.141).

$$\begin{aligned}
 U f_{F_{Ty}}^t = & \left(\left(\frac{\partial f_{F_{Ty}}^t}{\partial f_{C_{Jy}}^t} \cdot U f_{C_{Jy}}^t \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Ty}}^t}{\partial m_{O_p x}^p} \cdot U m_{O_{ix}}^t \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Ty}}^t}{\partial m_{O_b x}^b} \cdot U \theta_G \right)^2 \right. \\
 & + \left(\frac{\partial f_{F_{Ty}}^t}{\partial m_{O_{ix}}^t} \cdot U u_{Gy}^t \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Ty}}^t}{\partial \theta_C} \cdot U \theta_G \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Ty}}^t}{\partial \theta_H} \cdot U u_{Gy}^t \right)^2 \\
 & \left. + \left(\frac{\partial f_{F_{Ty}}^t}{\partial \theta_G} \cdot U \theta_G \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Ty}}^t}{\partial u_{Gy}^t} \cdot U u_{Gy}^t \right)^2 \right)^{1/2} \quad (4.140)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 U f_{F_{Tz}}^t = & \left(\left(\frac{\partial f_{F_{Tz}}^t}{\partial f_{C_{Jz}}^t} \cdot U f_{C_{Jz}}^t \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Tz}}^t}{\partial m_{O_p x}^p} \cdot U m_{O_{ix}}^t \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Tz}}^t}{\partial m_{O_b x}^b} \cdot U \theta_G \right)^2 \right. \\
 & + \left(\frac{\partial f_{F_{Tz}}^t}{\partial m_{O_{ix}}^t} \cdot U u_{Gy}^t \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Tz}}^t}{\partial \theta_C} \cdot U \theta_G \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Tz}}^t}{\partial \theta_H} \cdot U u_{Gy}^t \right)^2 \\
 & \left. + \left(\frac{\partial f_{F_{Tz}}^t}{\partial \theta_G} \cdot U \theta_G \right)^2 + \left(\frac{\partial f_{F_{Tz}}^t}{\partial u_{Gz}^t} \cdot U u_{Gy}^t \right)^2 \right)^{1/2} \quad (4.141)
 \end{aligned}$$

Les valeurs numériques des coefficients polynomiaux ($a_i, b_i, c_i, d_i, e_i, f_i, g_i$) sont basées sur les données de Devita et Hortobagyi (2001) adaptées aux unités du système international. Ces coefficients sont donnés dans le tableau XII en annexe 6.

4.6.5 Détermination de l'incertitude des paramètres d'entrées

Les paramètres d'entrées nécessaires au calcul des incertitudes des estimations des FCFT se résument à la liste ci-dessous.

$f_{C_{Jy}}^t$	composante PA de la force inter-segmentaire de la cuisse sur la jambe exprimé dans le repère tibial ;
$f_{C_{Jz}}^t$	composante PD de la force inter-segmentaire de la cuisse sur la jambe exprimé dans le repère tibial ;
$m_{O_px}^p$	composante LM du moment inter-segmentaire de la jambe sur le pied exprimé dans le repère du pied ;
$m_{O_bx}^b$	composante LM du moment inter-segmentaire de la cuisse sur le bassin exprimé dans le repère du bassin ;
$m_{O_tx}^t$	composante LM du moment inter-segmentaire de la cuisse sur la jambe exprimé dans le repère tibial ;
u_{Gy}^t	composante PA du vecteur directeur unitaire de la ligne d'action des gastrocnémiens exprimé dans le repère tibial ;
u_{Gz}^t	composante PD du vecteur directeur unitaire de la ligne d'action des gastrocnémiens exprimé dans le repère tibial ;
θ_C	angle relatif de l'axe PD du repère lié au pied par rapport à l'axe PD du repère tibial ;
θ_H	angle relatif de l'axe PD du repère tibial par rapport à l'axe PD du repère fémoral ;
θ_G	angle relatif de l'axe PD du repère fémoral par rapport à l'axe PD du repère lié au bassin.

La détermination de l'incertitude de ces paramètres est basée sur une acquisition de données effectuée lors du calibrage de chaque participant. Cette acquisition correspond à un enregistrement de 5 secondes à 120 Hz en position statique et comprend les enregistrements des coordonnées 3D des marqueurs ainsi que les forces du tapis roulant instrumenté. Cette acquisition contient toutes les données nécessaires pour calculer les composantes PA et PD des forces inter-segmentaires de la cuisse sur la jambe exprimées dans le repère tibial $(f_{C_{Jy}}^t, f_{C_{Jz}}^t)$, la composante ML les moments inter-segmentaires du membre inférieur analysé exprimée dans le repère tibial $(m_{O_px}^p, m_{O_bx}^b, m_{O_tx}^t)$, les angles de F/E des articulations du membre inférieur analysé $(\theta_C, \theta_H, \theta_G)$ ainsi que les composantes PA et PD du vecteur directeur unitaire des gastrocnémiens exprimées dans le repère tibial (u_{Gy}^t, u_{Gz}^t) .

La détermination de l'incertitude de chaque paramètre se base sur l'hypothèse suivante. L'incertitude de chaque paramètre est obtenue sur un ensemble d'images consécutives où chaque marqueur lié aux quatre corps rigides a un déplacement cumulé inférieur à l'erreur de reconstruction du système VICON 460. Le volume d'acquisition des caméras et les paramètres de reconstruction 3D utilisés dans le système VICON 460 permettent d'imposer l'erreur de reconstruction à un millimètre (1 mm).

L'ensemble d'images consécutives est obtenu pour chaque participant par un algorithme déterminant s'il existe n images consécutives où chaque marqueur a un déplacement cumulé inférieur à une tolérance t . Si au moins un marqueur se déplace de plus de la tolérance, alors le participant est supprimé des données calculant les incertitudes des paramètres d'entrées. Après détermination des ensembles d'images consécutives pour tous les marqueurs, l'algorithme cherche un ensemble d'images commun à l'ensemble des marqueurs. Dans le cas où il n'y a pas d'ensemble commun, le participant est supprimé des données calculant les incertitudes des paramètres d'entrées. Dans le cas où il existe un intervalle commun, l'écart-type de chaque paramètre est calculé sur cet intervalle et entreposé en mémoire. L'algorithme passe au participant au suivant.

Le tableau V présente les incertitudes des paramètres pour 12 participants ainsi que leur moyenne et les valeurs utilisées dans le calcul des incertitudes des FCFT. Les valeurs recensées dans le tableau V sont le résultat de la multiplication des écarts-types obtenus pour chaque paramètre sur 10 images consécutives avec un coefficient assurant que l'incertitude de mesure obtenue se situe dans un intervalle de confiance de 95% (Coleman et Steele, 1989). L'utilisation de 10 images consécutives permet d'obtenir le plus de données de participant tout en ayant un nombre d'images cumulées permettant d'assurer la fiabilité des incertitudes obtenues. L'utilisation d'un plus grand nombre d'images consécutives diminue radicalement le nombre de sujets. Les résultats sont présentés pour 12 participants et non pour l'ensemble des participants de la banque de données, à savoir 15, car seuls ces participants avaient 10 images consécutives où le déplacement cumulé de chaque marqueur est inférieur à 1 mm. Le coefficient multiplicateur est ici de 2.262. Sa détermination est issue de la probabilité d'obtenir l'incertitude de mesure des paramètres dans un intervalle de confiance de 95% à partir de 10 mesures.

Les incertitudes des angles ont été ajustées dues à des valeurs inférieures aux erreurs de mesures de l'exosquelette (Labbe et al., 2006). Il en est de même avec l'incertitude de la composante PD du vecteur unitaire directeur des gastrocnémiens, inférieur à l'erreur de mesure de VICON utilisé dans la présente étude.

Tableau V

Incertitudes des paramètres nécessaires au calcul de l'incertitude des FCFT estimées

Code Participant	$Um_{O_px}^p$ (Nm)	$U\theta_C$ (°)	$Uf_{C_jy}^t$ (N)	$Uf_{C_jz}^t$ (N)	$Um_{O_tx}^t$ (Nm)	Uu_{Gy}^t (mm)	Uu_{Gz}^t (mm)	$U\theta_G$ (°)	$Um_{O_bx}^b$ (Nm)	$U\theta_H$ (°)
SUJET01	1.90	0.01	1.28	4.45	1.80	0.47	0.03	0.05	1.92	0.05
SUJET02	1.57	0.03	1.49	3.68	1.85	0.76	0.44	0.07	2.30	0.20
SUJET03	1.86	0.07	1.03	4.26	1.84	2.23	0.21	0.08	2.35	0.08
SUJET04	1.77	0.30	2.15	2.52	1.91	5.66	0.51	0.38	2.57	0.06
SUJET05	1.21	0.09	1.43	2.10	1.65	1.93	0.15	0.02	2.03	0.07
SUJET06	1.54	0.03	1.07	1.68	1.72	0.30	0.09	0.08	2.25	0.13
SUJET08	2.14	0.15	2.01	3.05	2.66	1.51	0.19	0.03	3.41	0.08
SUJET09	1.56	0.04	1.99	2.01	2.12	0.27	0.19	0.03	2.24	0.09
SUJET11	1.98	0.01	0.51	3.05	1.98	0.64	0.03	0.05	2.16	0.09
SUJET13	2.63	0.04	2.25	4.74	2.66	1.34	0.16	0.08	2.61	0.10
SUJET14	2.01	0.09	0.83	5.40	1.98	1.41	0.36	0.01	1.72	0.08
SUJET15	1.92	0.03	1.45	3.85	1.60	0.88	0.11	0.07	1.34	0.08
Moyenne	1.90	0.10	1.50	3.40	2.00	1.50	0.30	0.10	2.30	0.10
Incertitude	1.90	1.00	1.50	3.40	2.00	1.50	1.00	1.00	2.30	1.00

- l'incertitude des angles est présentée en degrés, mais est convertie en radians par la suite ;
- les incertitudes du vecteur unitaire directeur sont présentées en millimètres, mais sont converties en mètres par la suite.

CHAPITRE 5

RÉSULTATS

Ce chapitre présente les résultats liés à l'estimation des forces de contact fémoro-tibiales (FCFT) formulées à travers les cinq modèles présentés dans cette étude. Les résultats présentés proviennent des acquisitions de données de sept participants asymptomatiques (27.6 (4.3) ans ; 1.71 (0.10) m ; 73.5 (15.0) kg) marchant sur un tapis roulant instrumenté ADAL (Tecmachine, Medical Development, France) à vitesse confortable (4.0 (0.4) km/h).

Ce chapitre se décompose en trois parties et présente dans l'ordre, (i) les résultats obtenus pour chaque modèle estimant les FCFT, (ii) une comparaison des résultats de ces modèles, (iii) une comparaison des incertitudes déterminées pour chaque modèle. Tous les résultats intermédiaires et nécessaires à l'estimation des FCFT ont été validés préalablement. Ainsi, les algorithmes développés pour calculer le torseur d'action du pied sur la plateforme et les cinématiques articulaires du membre inférieur ont été validés en interne au Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO). La validation des algorithmes déterminant les torseurs inter-segmentaires du membre inférieur a été obtenue par comparaison avec les résultats de la littérature (Apkarian et al., 1989; Li, 1992; Kuster et al., 1995; Allard et al., 1996; Prilutsky et al., 1998; Mills et Barrett, 2001; Alkjaer et al., 2001; Silva et Ambrosio, 2004).

Les FCFT estimées sont décrites suivant les axes postéro-anterieur (PA) et proximo-distal (PD) du repère tibial. Dues aux conventions de signes imposées par le système d'axe du repère tibial, les forces positives sont les forces antérieures et les forces distales.

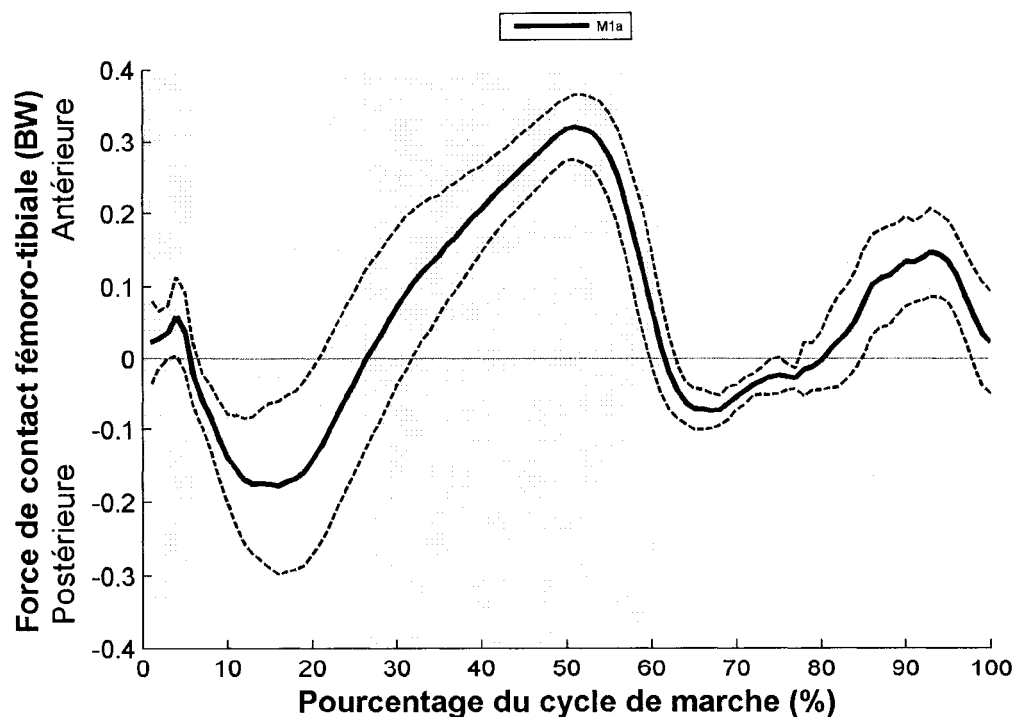
5.1 Description des forces de contact fémoro-tibiales estimées

Les FCFT étant estimées et moyennées pour chaque modèle, il est désormais possible de décrire les résultats du groupe de participant analysé. Les allures des composantes

PA et PD des FCFT estimées par chaque modèle sont décrites en fonction du cycle de la démarche, tel que décrit par Perry (1992). Comme il a déjà été mentionné, les FCFT sont exprimées dans le repère tibial, situées au centre articulaire fonctionnel du genou (déterminé par la position des marqueurs fixés sur le corps rigide lié à la plaque tibiale).

5.1.1 Estimation des forces de contact fémoro-tibiales lors de la marche par le modèle M1a

Cette section décrit les composantes PA et PD des FCFT estimées par le modèle M1a grâce, principalement, aux graphiques 1 et 3, représentant la moyenne et l'écart-type associé de chaque composante pour l'ensemble des essais de marche du groupe de participants analysés.

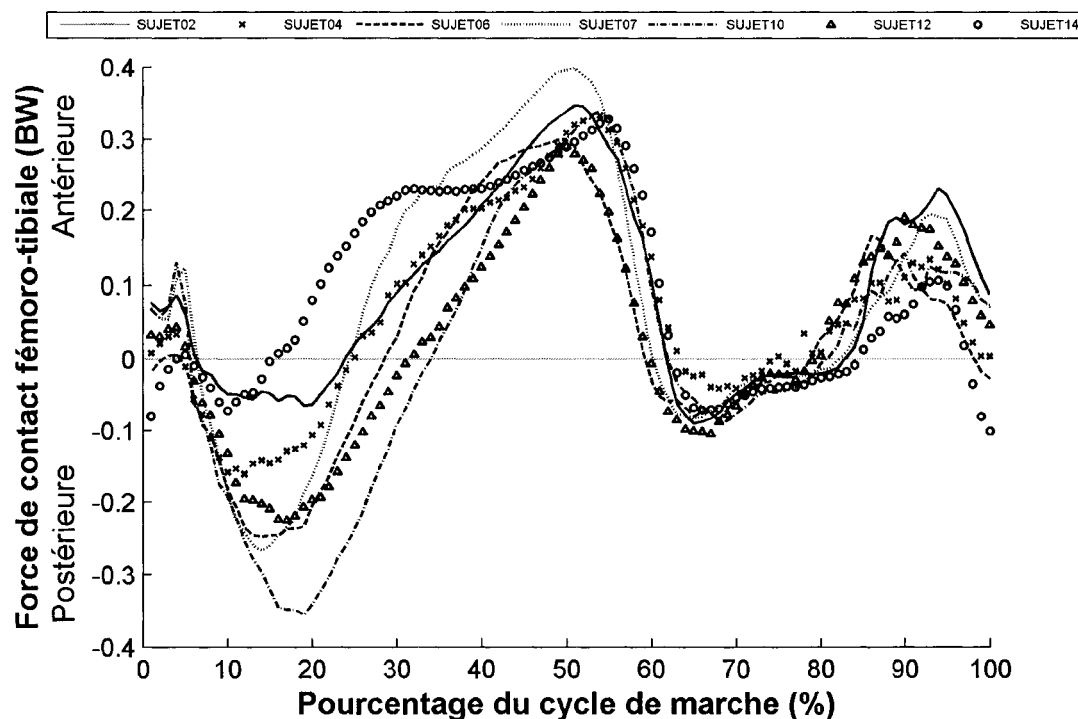


Graphique 1 Courbe moyenne et écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1a ($n = 7$)

Comme le montre le graphique 1, la composante PA des FCFT se décompose en cinq aires. La première aire (0%–6% du cycle de marche), située au début de la phase de chargement, indique que le fémur contraint faiblement le tibia par une force antérieure de 0.02 fois le poids du corps (BW) au contact du talon au sol. Cette force est suivie par une légère augmentation à 5% du cycle de marche (0.06 BW) pour ensuite diminuer et finalement se transformer en contrainte postérieure. La seconde aire (7%–26% du cycle de marche) montre que le fémur impose une force postérieure durant le reste de la phase de chargement et pendant le début de la phase de simple support. En fait, la contrainte postérieure du fémur sur le tibia atteint un sommet postérieur de -0.18 BW à 16% du cycle de marche et diminue pour se transformer par la suite en une force antérieure. La troisième aire (27%–61% du cycle de marche), correspondant à la fin de la phase de simple support et à la phase de pré-envol, montre que le fémur contraint antérieurement le tibia de façon croissante jusqu'à un sommet antérieur de 0.32 BW à 51% du cycle de marche. Le reste de la phase de pré-envol montre une contrainte antérieure diminuant pour se transformer en contrainte postérieure. La quatrième aire se représente par une faible aire postérieure (62%–80% du cycle de marche) avec une contrainte minimale inférieure à -0.1 BW. La cinquième et dernière aire est une aire antérieure (81%–100% du cycle de marche) complétant la phase d'envol du cycle de marche. Cette dernière contrainte antérieure augmente jusqu'à 93% du cycle de marche avec une amplitude de 0.15 BW pour finalement diminuer et atteindre une amplitude similaire à celle du prochain contact au sol. L'écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1a pour le groupe de participants analysés fluctue entre 0.01 BW et 0.13 BW. La variation la plus importante de cet écart-type se situe surtout autour du sommet postérieur, entre 10% et 35% du cycle de marche. Cette variation de l'écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1a est due à l'hétérogénéité des résultats entre les participants analysés (cf. graphique 2).

En effet, comme le montre le graphique 2, représentant la moyenne des 15 cycles de marche les plus répétables de chaque participant, le sommet postérieur a une amplitude

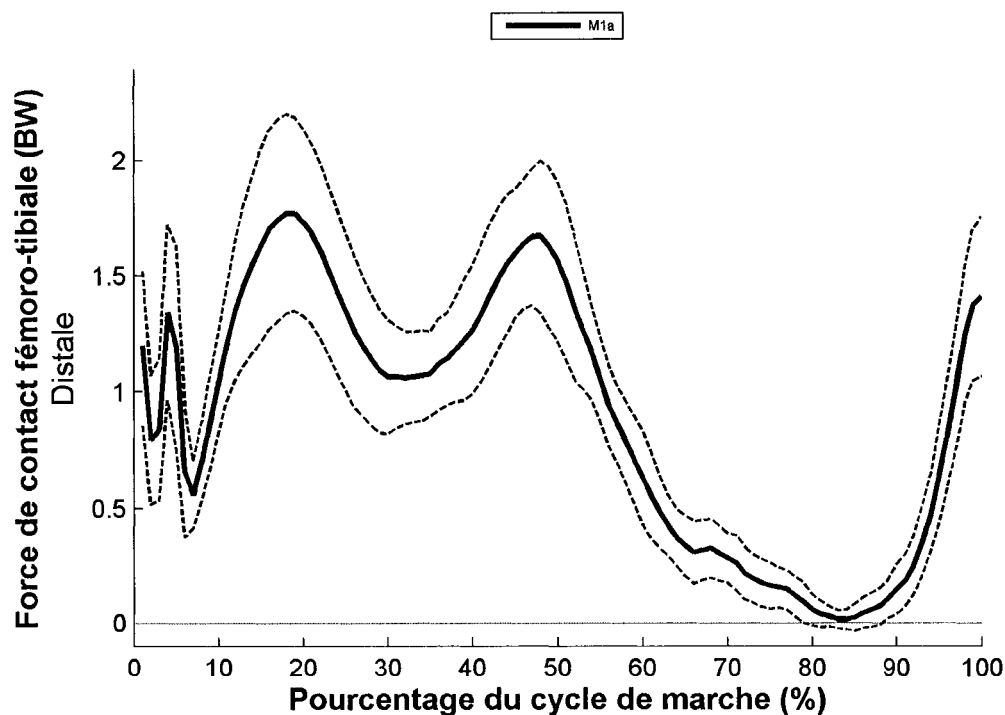
comprise entre -0.07 BW et -0.36 BW tandis que sa position se situe entre 10% et 19% du cycle de marche. À remarquer que le patron du participant SUJET14 se distingue dans la fin de la phase d'appui (20–50% du cycle de marche).



Graphique 2 Courbe moyenne de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1a pour chaque participant

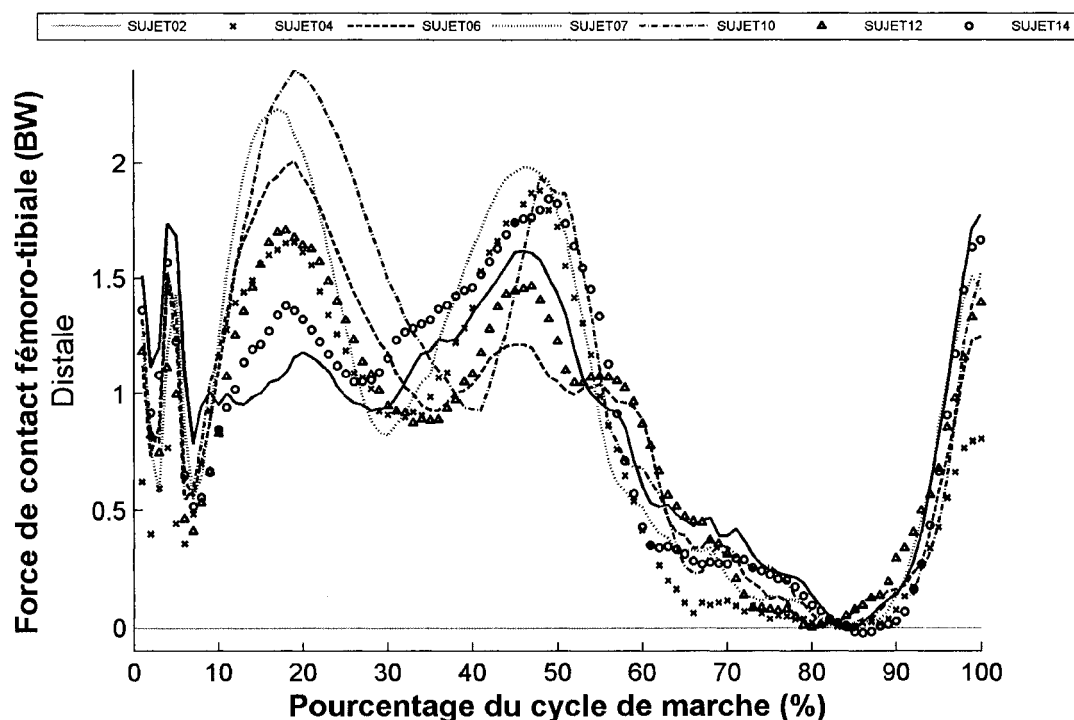
La moyenne, pour l'ensemble des participants, de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1a et l'écart-type associé sont représentés par le graphique 3. Tout au long du cycle de marche, le fémur impose au tibia une force distale variant entre 0.01 BW et 1.77 BW. Cette force est constituée de chargement et de déchargement articulaire aussi bien durant la phase d'appui que durant la phase d'envol. Au contact du talon au sol, le fémur impose au tibia une force distale de 1.20 BW. Cette force oscille pendant la phase de chargement indiquant donc que les articulations fémoro-tibiales subissent des chargements et des déchargements. Pendant cette fluctuation, l'amplitude de la composante PD

des FCFT varie entre 0.80 BW et 1.34 BW avant d'arriver à un minimum local de 0.56 BW à 7% du cycle de marche. Entre 8% et 18% du cycle de marche la force imposée par le fémur sur le tibia augmente jusqu'à un premier sommet distal de 1.77 BW. Entre 19% et 32%, cette force diminue jusqu'à un minimum local de 1.06 BW. Après ce déchargement des articulations fémoro-tibiales durant la phase de simple support, la force imposée par le fémur sur le tibia augmente pour arriver à un second sommet distal de 1.67 BW à 48% du cycle de marche. Durant la phase de pré-envol et pendant le début de la phase d'envol, la force distale imposée par le fémur sur le tibia diminue jusqu'à un minimum de 0.01 BW à 84% du cycle de marche. Pendant les 16 derniers pourcents du cycle de marche la composante PD des FCFT augmente. Ainsi les articulations fémoro-tibiales sont préalablement contraintes pour préparer le prochain contact du talon au sol.



Graphique 3 Courbe moyenne et écart-type de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1a ($n = 7$)

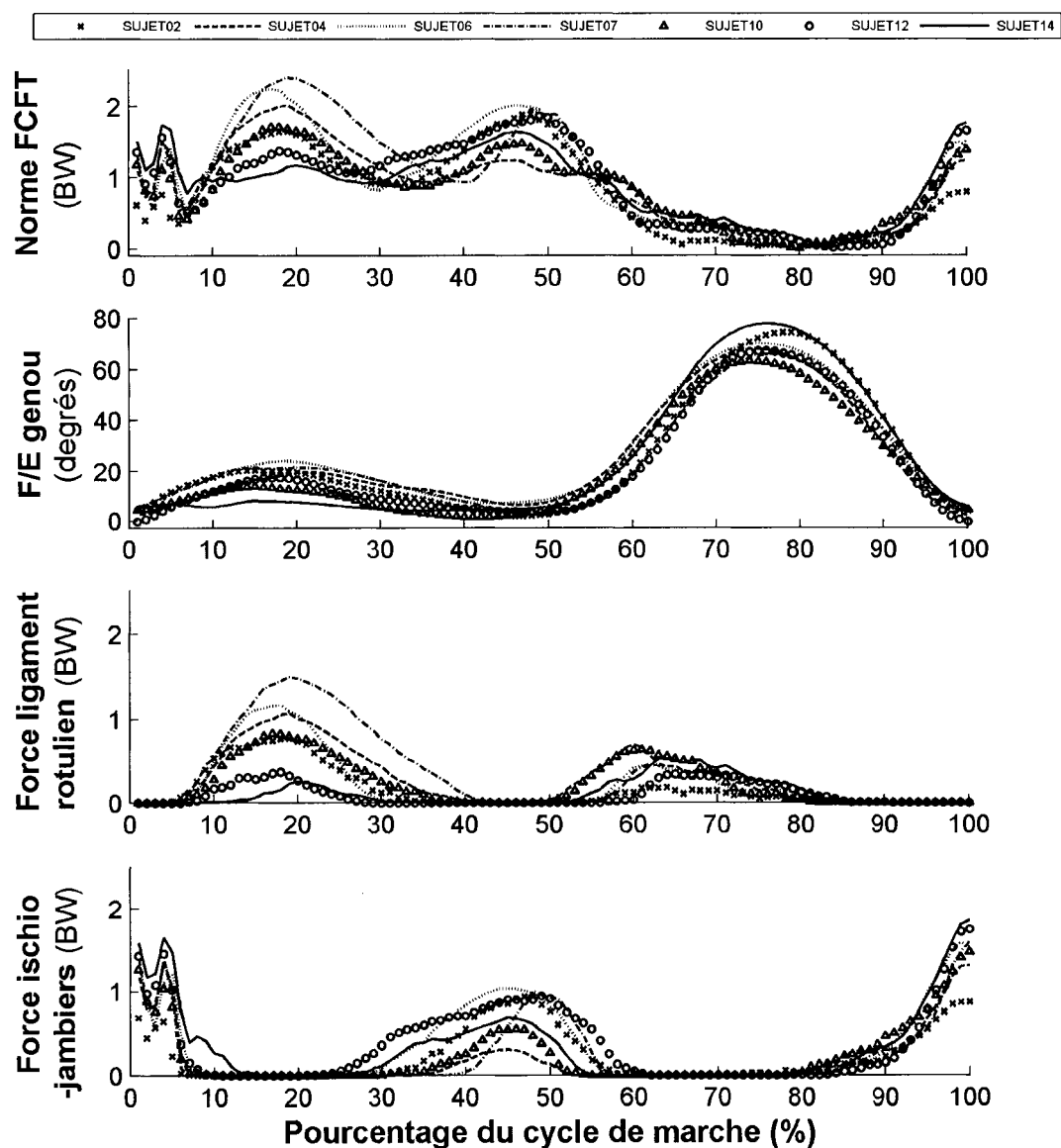
L'écart-type de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1a fluctue entre 0.04 BW à 0.44 BW pour le groupe de participants analysés. La variation la plus importante de cet écart-type est située dans l'entourage du premier sommet distal. Cette variation de l'écart-type de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1a est due à l'hétérogénéité des résultats entre les participants analysés (cf. graphique 4).



Graphique 4 Courbe moyenne de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1a pour chaque participant

Le premier sommet distal de chaque participant a une amplitude comprise entre 1.18 BW et 2.40 BW tandis que sa position se situe entre 17% et 20% du cycle de marche. Le second sommet distal de chaque participant a une amplitude comprise entre 1.47 BW et 1.99 BW tandis que sa position se situe entre 46% et 49% du cycle de marche. À noter que les participants SUJET02 et SUJET14 ont un second sommet distal prédominant sur le reste du cycle de marche tandis que les autres participants ont un premier sommet prédominant.

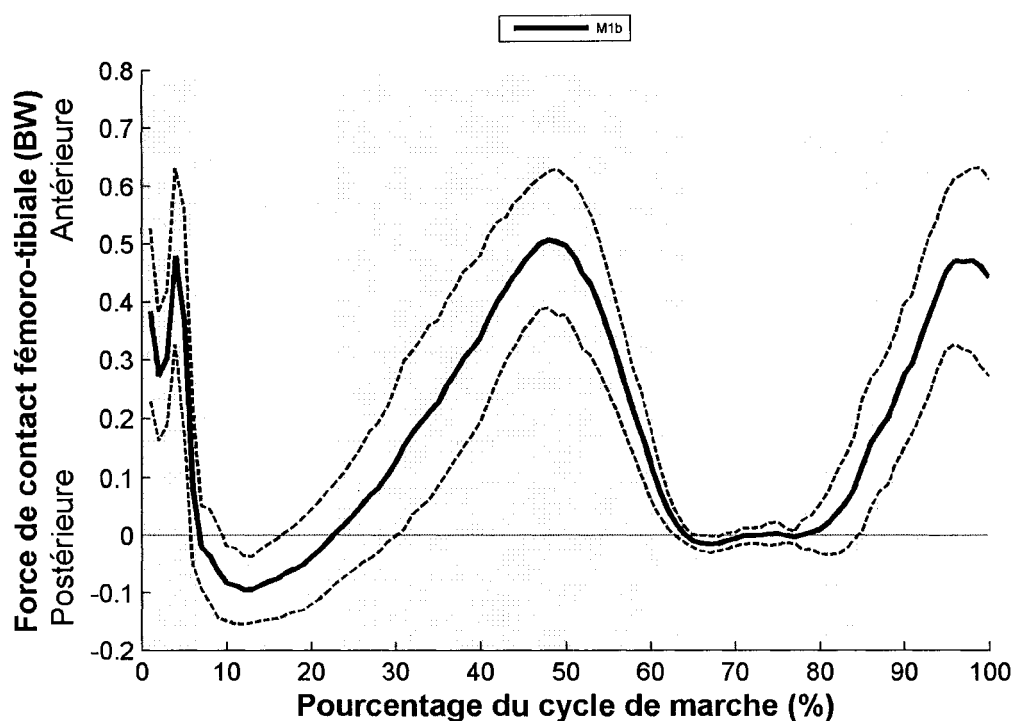
Le graphique 5 propose de comparer la norme des FCFT estimées par le modèle M1a avec l'angle de F/E du genou et les forces musculaires déterminées par ce même modèle pour s'assurer de la concordance des résultats. La comparaison entre la norme des FCFT et l'angle de F/E du genou permet de voir que le premier sommet des FCFT se situe, pour chaque participant, toujours autour du sommet de l'angle de flexion lors de la phase d'appui. Ces deux sommets sont compris dans un intervalle inférieur à 5% du cycle de marche. Ce phénomène se retrouve aussi pour la majorité des participants dans le cas du second sommet des FCFT. Ce sommet et le minimum de l'angle de F/E du genou se situent dans un intervalle inférieur à 5%. La représentation de la norme des forces musculaires permet de compléter la description des FCFT estimées par le modèle M1a. Ainsi, l'oscillation de la norme des FCFT obtenue lors de la phase de chargement et le second sommet se situant à la fin de la phase de simple support sont dus en partie à l'action des ischio-jambiers sur le tibia. Le premier sommet des FCFT, se situant au début de la phase de simple support, est dû majoritairement à l'action des quadriceps – par l'intermédiaire du ligament rotulien – sur le tibia. Les forces musculaires développées par les ischio-jambiers et les quadriceps ont des normes similaires, autour de 1.00 BW.



Graphique 5 Courbes moyennes pour chaque participant de (1) norme des FCFT estimées par le modèle M1a, (2) angle de F/E du genou (3) norme de la force comprise dans le ligament rotulien (4) norme de la force générée par les ischio-jambiers

5.1.2 Estimation des forces de contact fémoro-tibiales lors de la marche par le modèle M1b

Cette section décrit les composantes PA et PD des FCFT estimées par le modèle M1b grâce, principalement, aux graphiques 6 et 8, représentant la moyenne et l'écart-type associé de chaque composante pour l'ensemble des essais de marche du groupe de participants analysés.



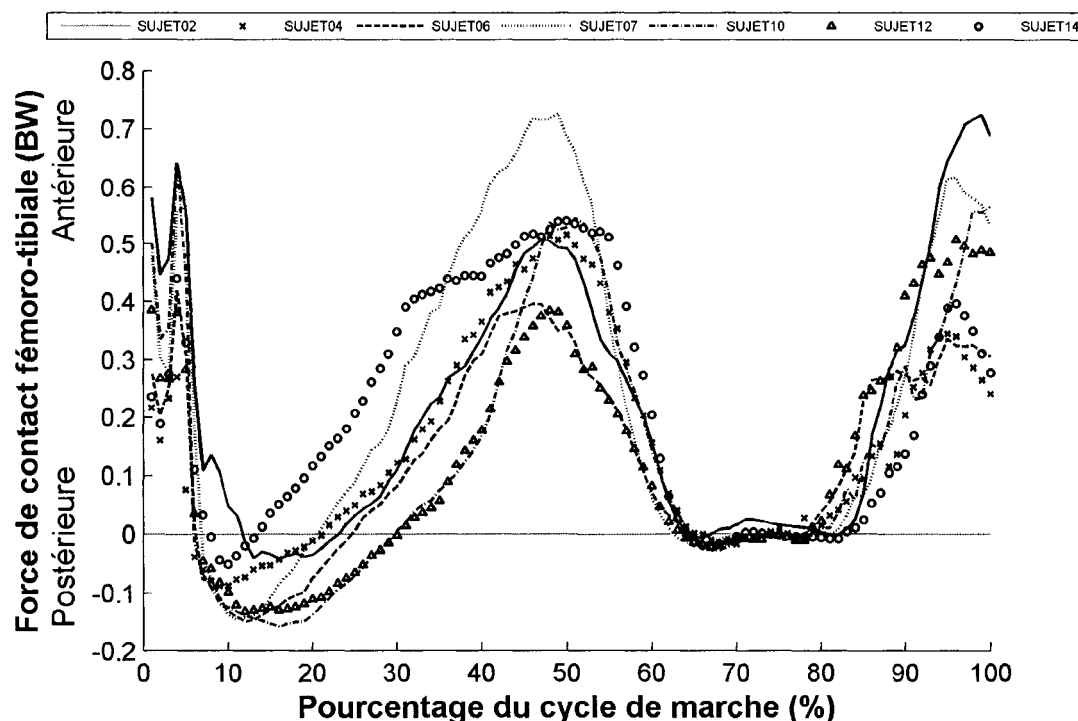
Graphique 6 Courbe moyenne et écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1b ($n = 7$)

Comme le montre le graphique 6, la composante PA des FCFT se décompose en cinq aires. La première aire (0%–8% du cycle de marche), située au début de la phase de chargement, indique que le fémur contraint faiblement le tibia par une force antérieure de 0,38 BW au contact du talon au sol. Cette force est suivie par une légère augmentation à 4% du cycle

de marche (0.48 BW) pour ensuite diminuer et finalement se transformer en contrainte postérieure. La seconde aire (9%–22% du cycle de marche) montre que le fémur impose une force postérieure durant le reste de la phase de chargement et pendant le début de la phase de simple support. En fait, la contrainte postérieure du fémur sur le tibia atteint un sommet postérieur de -0.09 BW à 12% du cycle de marche et diminue pour se transformer par la suite en une force antérieure. La troisième aire (23%–63% du cycle de marche), correspondant à la fin de la phase de simple support et à la phase de pré-envol, montre que le fémur contraint antérieurement le tibia de façon croissante jusqu'à un sommet antérieur de 0.51 BW à 48% du cycle de marche. Le reste de la phase de pré-envol montre une contrainte antérieure diminuant pour se transformer en contrainte postérieure. La quatrième aire se représente par une faible aire postérieure (64%–79% du cycle de marche) quasiment nulle. La cinquième et dernière aire est une aire antérieure (80%–100% du cycle de marche) complétant la phase d'envol du cycle de marche. Cette dernière contrainte antérieure augmente jusqu'à 96% du cycle de marche avec une amplitude de 0.47 BW pour diminuer et atteindre une amplitude similaire à celle du prochain contact au sol.

L'écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1b pour le groupe de participants analysés fluctue entre 0.01 BW et 0.20 BW. Les variations les plus importantes de cet écart-type sont situées pendant la phase de chargement, lors de la fin de la phase de simple support et à la fin de la phase d'envol. Ces variations de l'écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1b sont dues à l'hétérogénéité des résultats entre les participants analysés. En effet, comme le montre le graphique 7, représentant la moyenne des 15 cycles de marche les plus répétables de chaque participant, le sommet postérieur a une amplitude comprise entre -0.05 BW et -0.16 BW tandis que sa position se situe entre 10% et 16% du cycle de marche. Le sommet antérieur de chaque participant a une amplitude comprise entre 0.39 BW et 0.73 BW tandis que sa position se situe entre 46% et 49% du cycle de marche. À remarquer que le patron du participant SUJET14 se distingue dans la fin de la phase d'appui (20–50% du cycle de marche). L'atteinte du som-

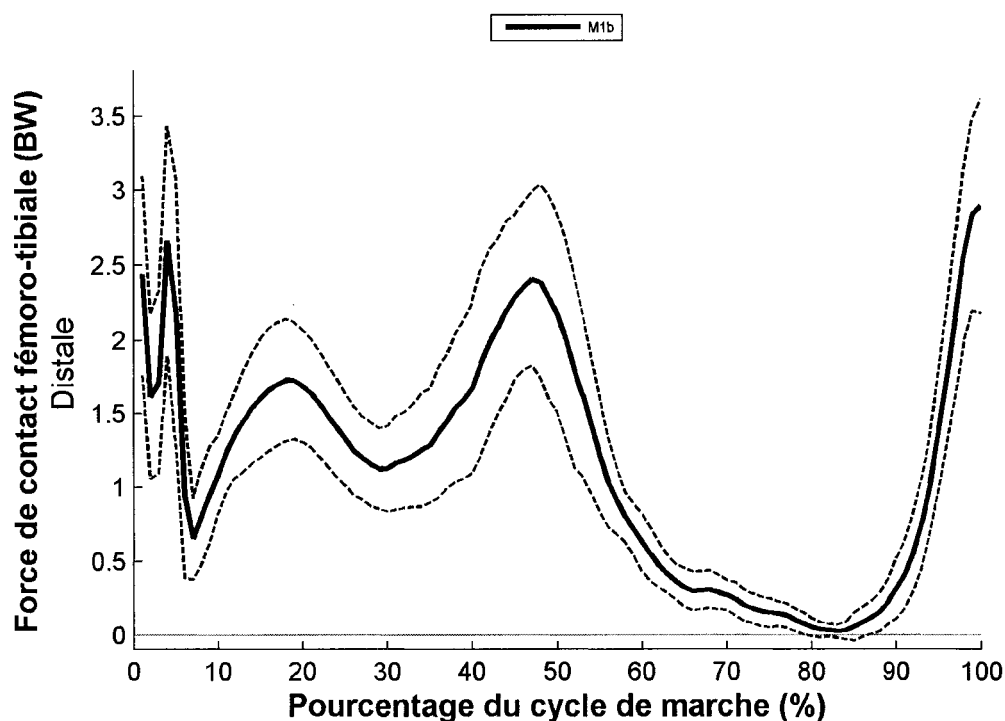
met antérieur s'effectue en deux temps et non en un seul. La progression de la contrainte antérieure du fémur sur le tibia ralentie à 30% du cycle de marche.



Graphique 7 Courbe moyenne de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1b pour chaque participant

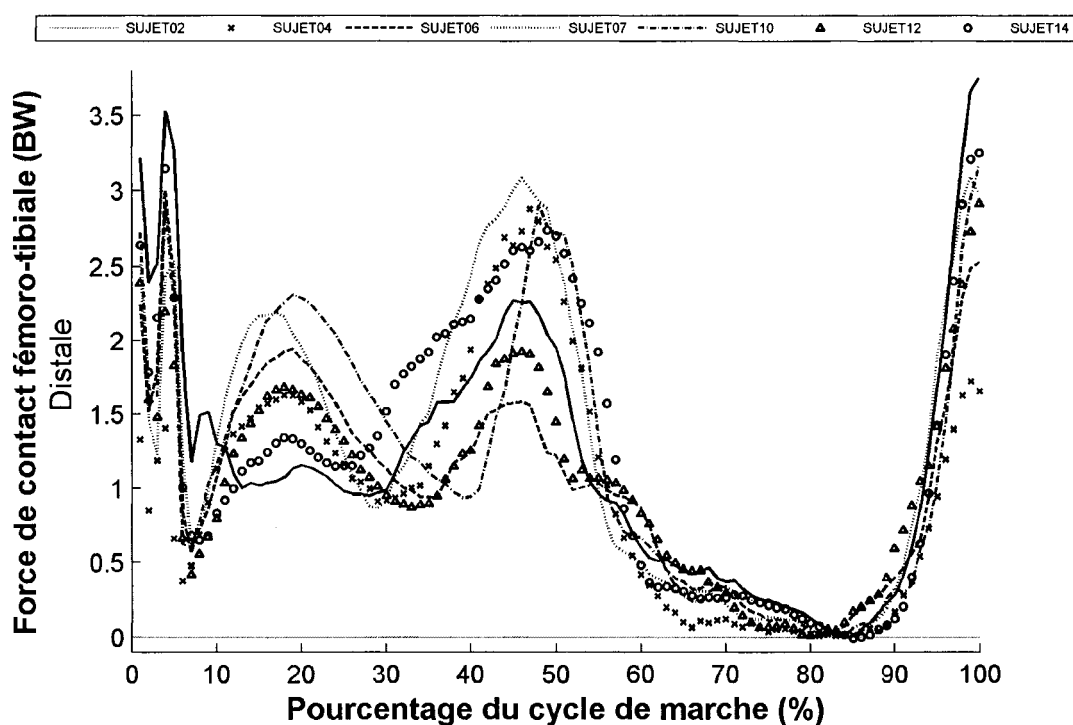
La moyenne, pour l'ensemble des participants, de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1b et l'écart-type associé sont représentés par le graphique 8. Tout au long du cycle de marche, le fémur impose au tibia une force distale variant entre 0.03 BW et 2.90 BW. Cette force est constituée de chargement et de déchargement articulaire aussi bien durant la phase d'appui que durant la phase d'envol. Au contact du talon au sol, le fémur impose au tibia une force distale de 2.44 BW. Cette force oscille pendant la phase de chargement indiquant donc que les articulations fémoro-tibiales subissent des chargements et des déchargements. Pendant cette fluctuation, l'amplitude de la composante PD des FCFT varie entre 1.61 BW et 2.66 BW avant d'arriver à un minimum local de 0.65 BW

à 7% du cycle de marche. Entre 8% et 18% du cycle de marche la force imposée par le fémur sur le tibia augmente jusqu'à un premier sommet distal de 1.73 BW. Entre 19% et 29%, cette force diminue jusqu'à un minimum local de 1.12 BW. Après ce déchargement des articulations fémoro-tibiales durant la phase de simple support, la force imposée par le fémur sur le tibia augmente pour arriver à un second sommet distal de 2.41 BW à 47% du cycle de marche. Durant la phase de pré-évol et pendant le début de la phase d'évol, la force distale imposée par le fémur sur le tibia diminue jusqu'à un minimum de 0.03 BW à 84% du cycle de marche. Pendant les 16 derniers pourcents du cycle de marche la composante PD des FCFT augmente. Ainsi les articulations fémoro-tibiales sont préalablement contraintes pour préparer le prochain contact du talon au sol.



Graphique 8 Courbe moyenne et écart-type de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1b ($n = 7$)

L'écart-type de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1b fluctue entre 0.04 BW à 0.91 BW pour le groupe de participants analysés. Les variations les plus importantes de cet écart-type sont comprises dans la phase de chargement, dans la fin de la phase d'appui et à la fin de la phase d'envol. Ces variations de l'écart-type de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1b sont dues à l'hétérogénéité des résultats entre les participants analysés (cf. graphique 9).

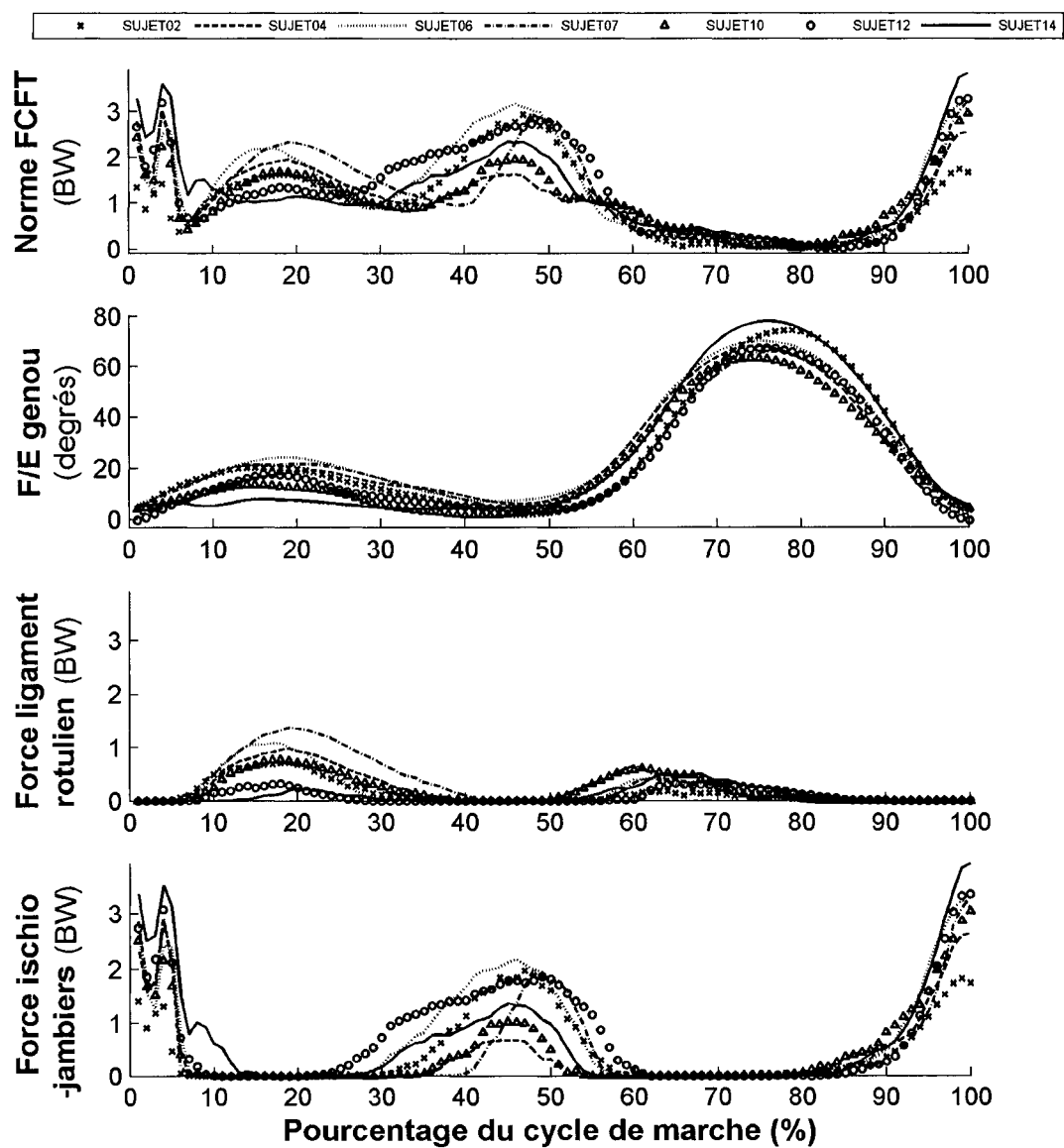


Graphique 9 Courbe moyenne de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1b pour chaque participant

Le premier sommet distal de chaque participant a une amplitude comprise entre 1.15 BW et 2.31 BW tandis que sa position se situe entre 17% et 20% du cycle de marche. Le second sommet distal de chaque participant a une amplitude comprise entre 1.58 BW et 3.09 BW tandis que sa position se situe entre 45% et 49% du cycle de marche. À noter que

le participant SUJET06 a un premier sommet distal prédominant sur le reste du cycle de marche tandis que les autres participants ont un second sommet prédominant.

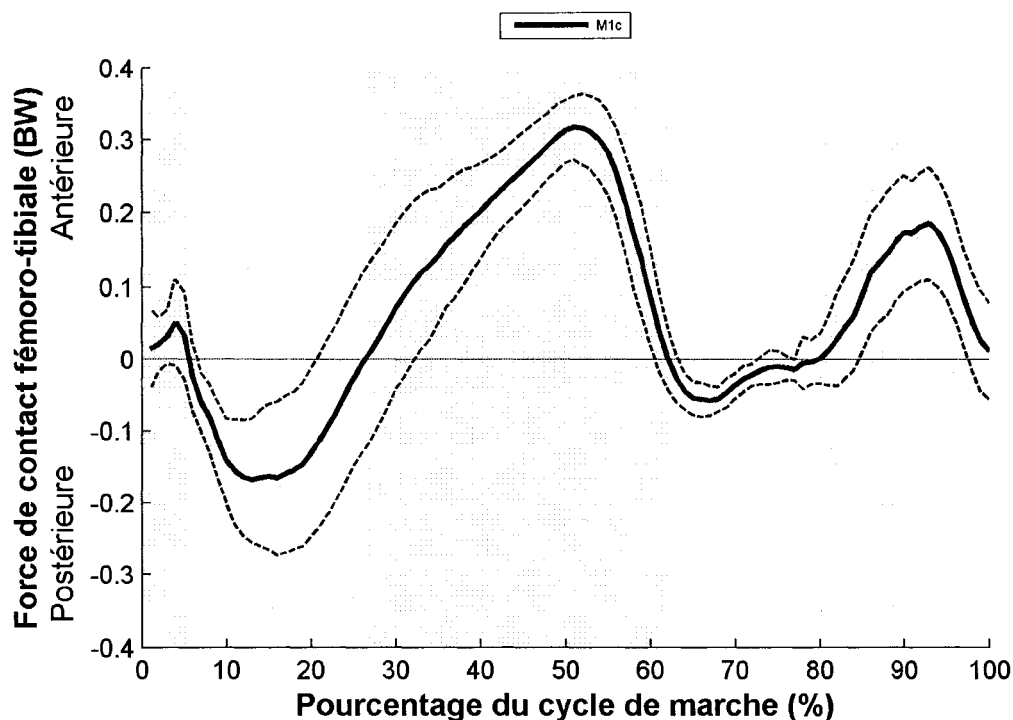
Le graphique 10 propose de comparer la norme des FCFT estimées par le modèle M1b avec l'angle de F/E du genou et les forces musculaires déterminées par ce même modèle. Ainsi, la comparaison entre la norme des FCFT et l'angle de F/E du genou permet de voir que le premier sommet des FCFT se situe, pour chaque participant, toujours autour du sommet de l'angle de flexion lors de la phase d'appui. Ces deux sommets sont compris dans un intervalle inférieur à 5% du cycle de marche. Ce phénomène se retrouve aussi pour la majorité des participants dans le cas du second sommet des FCFT. Ce sommet et le minimum de l'angle de F/E du genou se situent dans un intervalle inférieur à 5%. La représentation de la norme des forces musculaires permet de compléter la description des FCFT estimées par le modèle M1b. Ainsi, l'oscillation de la norme des FCFT obtenue lors de la phase de chargement et le second sommet se situant à la fin de la phase de simple support sont dus en parti à l'action des ischio-jambiers sur le tibia. Le premier sommet des FCFT, se situant au début de la phase de simple support, est dû majoritairement à l'action des quadriceps – par l'intermédiaire du ligament rotulien – sur le tibia. Les forces des ischio-jambiers estimées par le modèle M1b sont deux fois plus importantes que les forces générées par les quadriceps.



Graphique 10 Courbes moyennes pour chaque participant de (1) norme des FCFT estimées par le modèle M1b, (2) angle de F/E du genou (3) norme de la force comprise dans le ligament rotulien (4) norme de la force générée par les ischio-jambiers

5.1.3 Estimation des forces de contact fémoro-tibiales lors de la marche par le modèle M1c

Cette section décrit les composantes PA et PD des FCFT estimées par le modèle M1c grâce, principalement, aux graphiques 11 et 13, représentant la moyenne et l'écart-type associé de chaque composante pour l'ensemble des essais de marche du groupe de participants analysés.



Graphique 11 Courbe moyenne et écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1c ($n = 7$)

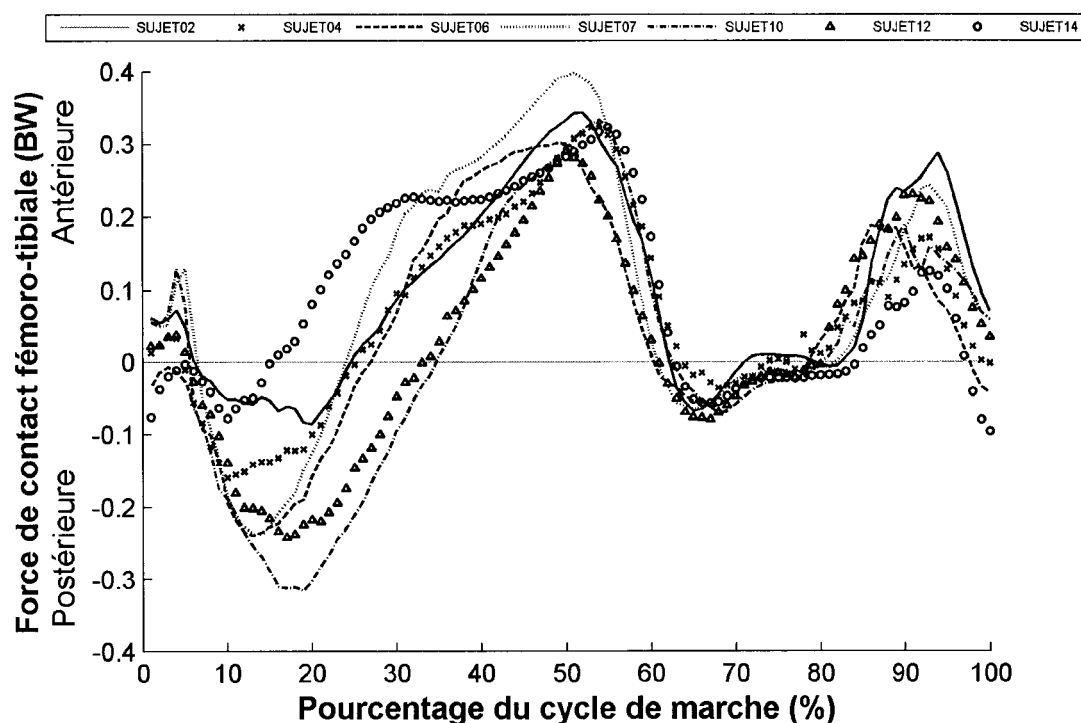
La première aire (0%–5% du cycle de marche), située au début de la phase de chargement, indique que le fémur contraint faiblement le tibia par une force antérieure de 0.01 BW au contact du talon au sol. Cette force est suivie par une légère augmentation à 4% du cycle de marche (0.05 BW) pour ensuite diminuer et finalement se transformer en contrainte

postérieure. La seconde aire (6%–27% du cycle de marche) montre que le fémur impose une force postérieure durant le reste de la phase de chargement et pendant le début de la phase de simple support. En fait, la contrainte postérieure du fémur sur le tibia atteint un sommet postérieur de -0.17 BW à 13% du cycle de marche et diminue pour se transformer par la suite en une force antérieure. La troisième aire (28%–61% du cycle de marche), correspondant à la fin de la phase de simple support et à la phase de pré-envol, montre que le fémur contraint antérieurement le tibia de façon croissante jusqu'à un sommet antérieur de 0.32 BW à 51% du cycle de marche. Le reste de la phase de pré-envol montre une contrainte antérieure diminuant pour se transformer en contrainte postérieure. La quatrième aire se représente par une faible aire postérieure (62%–80% du cycle de marche) avec un minimum inférieur à -0.06 BW. La cinquième et dernière aire est une aire antérieure (81%–100% du cycle de marche) complétant la phase d'envol du cycle de marche. Cette dernière contrainte antérieure augmente jusqu'à 93% du cycle de marche avec une amplitude de 0.19 BW pour finalement diminuer et atteindre une amplitude similaire à celle du prochain contact au sol.

L'écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1c pour le groupe de participants analysés fluctue entre 0.01 BW et 0.12 BW. La variation la plus importante de cet écart-type se situe surtout autour du sommet postérieur, entre 10% et 35% du cycle de marche. Cette variation de l'écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1c est due à l'hétérogénéité des résultats entre les participants analysés (cf. graphique 12).

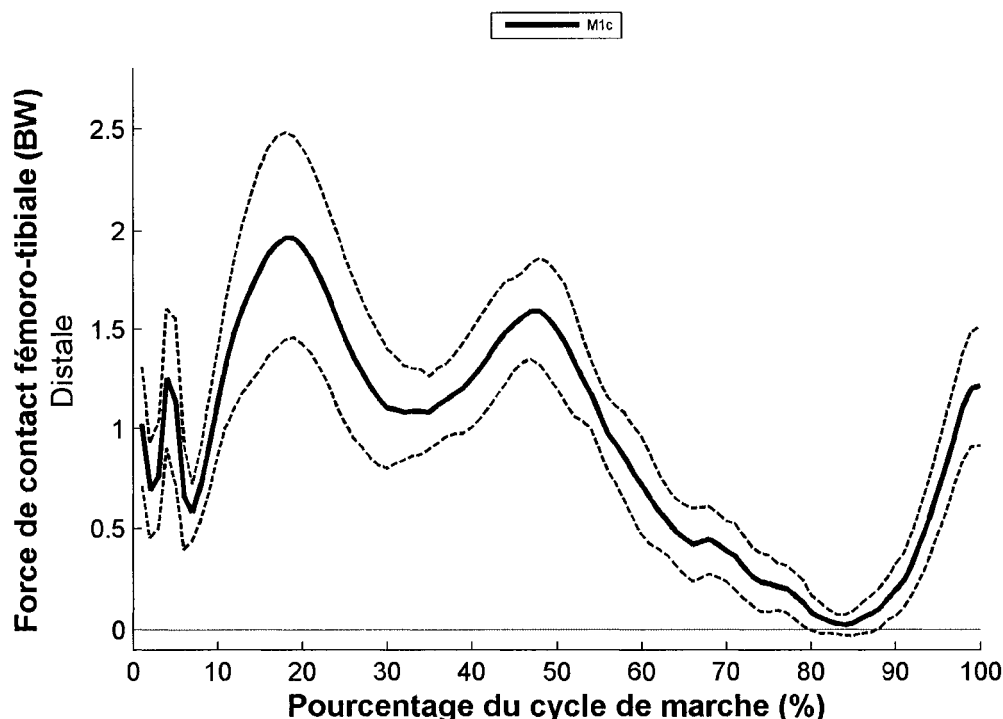
En effet, comme le montre le graphique 12, représentant la moyenne des 15 cycles de marche les plus répétables de chaque participant, le sommet postérieur a une amplitude comprise entre -0.08 BW et -0.31 BW tandis que sa position se situe entre 10% et 19% du cycle de marche. Le sommet antérieur de chaque participant a une amplitude comprise entre 0.29 BW et 0.40 BW tandis que sa position se situe entre 50% et 54% du cycle de marche. À remarquer que le patron du participant SUJET14 se distingue dans la fin de

la phase d'appui (20–50% du cycle de marche). Les patrons des participants SUJET04 et SUJET06 diffèrent aussi dans la fin de la phase d'appui. À noter aussi que les participants SUJET06 et SUJET14 débute et finisse le cycle de marche par une force postérieure, respectivement de -0.04 et -0.10 BW.



Graphique 12 Courbe moyenne de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1c pour chaque participant

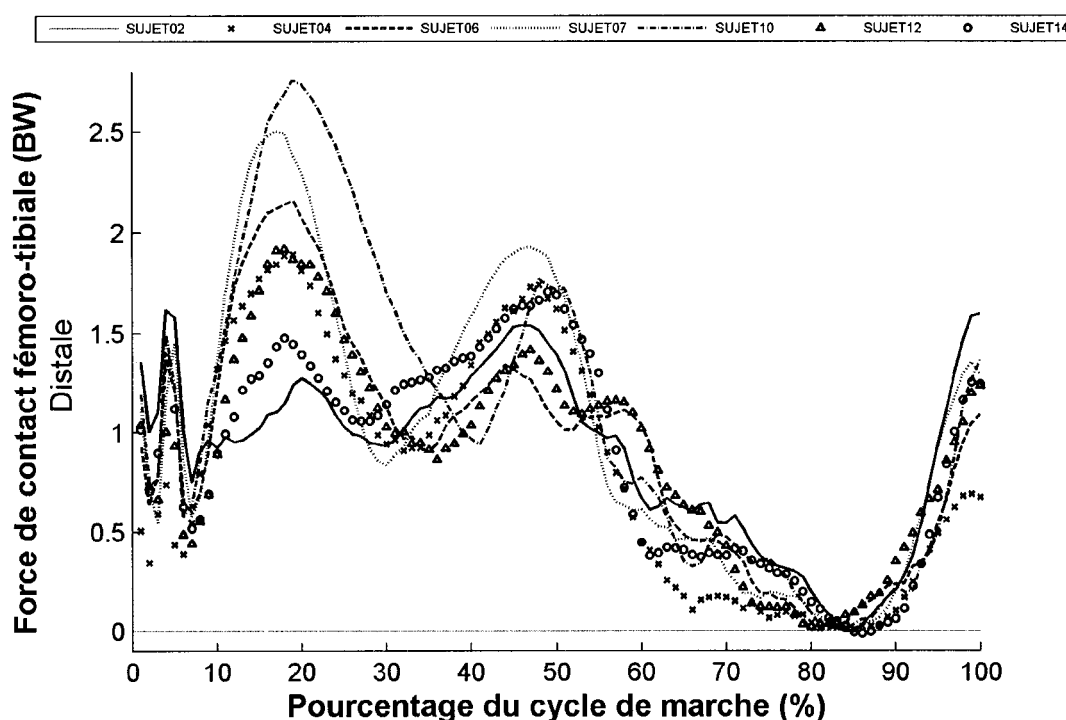
La moyenne, pour l'ensemble des participants, de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1c et l'écart-type associé sont représentés par le graphique 13. Tout au long du cycle de marche, le fémur impose au tibia une force distale variant entre 0.03 BW et 1.97 BW. Cette force est constituée de chargement et de déchargement articulaire aussi bien durant la phase d'appui que durant la phase d'envol.



Graphique 13 Courbe moyenne et écart-type de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1c ($n = 7$)

Au contact du talon au sol, le fémur impose au tibia une force distale de 1.03 BW. Cette force oscille pendant la phase de chargement indiquant donc que les articulations fémoro-tibiales subissent des chargements et des déchargements. Pendant cette fluctuation, l'amplitude de la composante PD des FCFT varie entre 0.69 BW et 1.26 BW avant d'arriver à un minimum local de 0.58 BW à 7% du cycle de marche. Entre 8% et 18% du cycle de marche la force imposée par le fémur sur le tibia augmente jusqu'à un premier sommet distal de 1.97 BW. Entre 19% et 32%, cette force diminue jusqu'à un minimum local de 1.12 BW. Après ce déchargement des articulations fémoro-tibiales durant la phase de simple support, la force imposée par le fémur sur le tibia augmente pour arriver à un second sommet distal de 1.59 BW à 47% du cycle de marche. Durant la phase de pré-envol et pendant le début de la phase d'envol, la force distale imposée par le fémur sur le ti-

bia diminue jusqu'à un minimum de 0.03 BW à 84% du cycle de marche. Pendant les 16 derniers pourcents du cycle de marche la composante PD des FCFT augmente. Ainsi les articulations fémoro-tibiales sont préalablement contraintes pour préparer le prochain contact du talon au sol. L'écart-type de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1c fluctue entre 0.05 BW à 0.53 BW pour le groupe de participants analysés. La variation la plus importante de cet écart-type se situe surtout autour du sommet postérieur, entre 10% et 35% du cycle de marche. Cette variation de l'écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1c est due à l'hétérogénéité des résultats entre les participants analysés (cf. graphique 14).

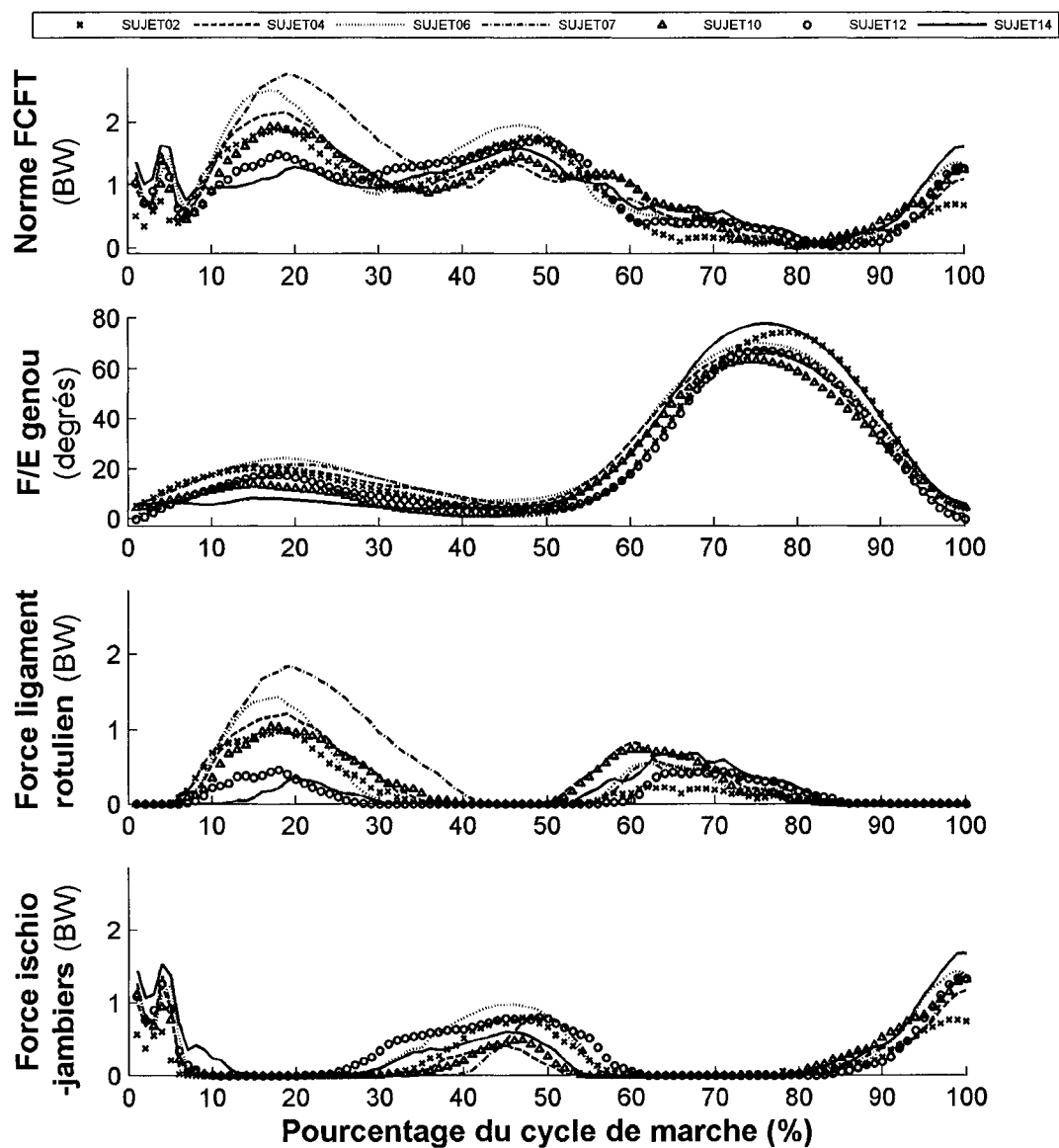


Graphique 14 Courbe moyenne de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1c pour chaque participant

Le premier sommet distal de chaque participant a une amplitude comprise entre 1.28 BW et 2.75 BW tandis que sa position se situe entre 17% et 20% du cycle de marche. Le

second sommet distal de chaque participant a une amplitude comprise entre 1.34 BW et 1.93 BW tandis que sa position se situe entre 44% et 49% du cycle de marche. À noter que les participants SUJET02 et SUJET14 sont les seuls à avoir un second sommet distal prédominant sur le reste du cycle de marche.

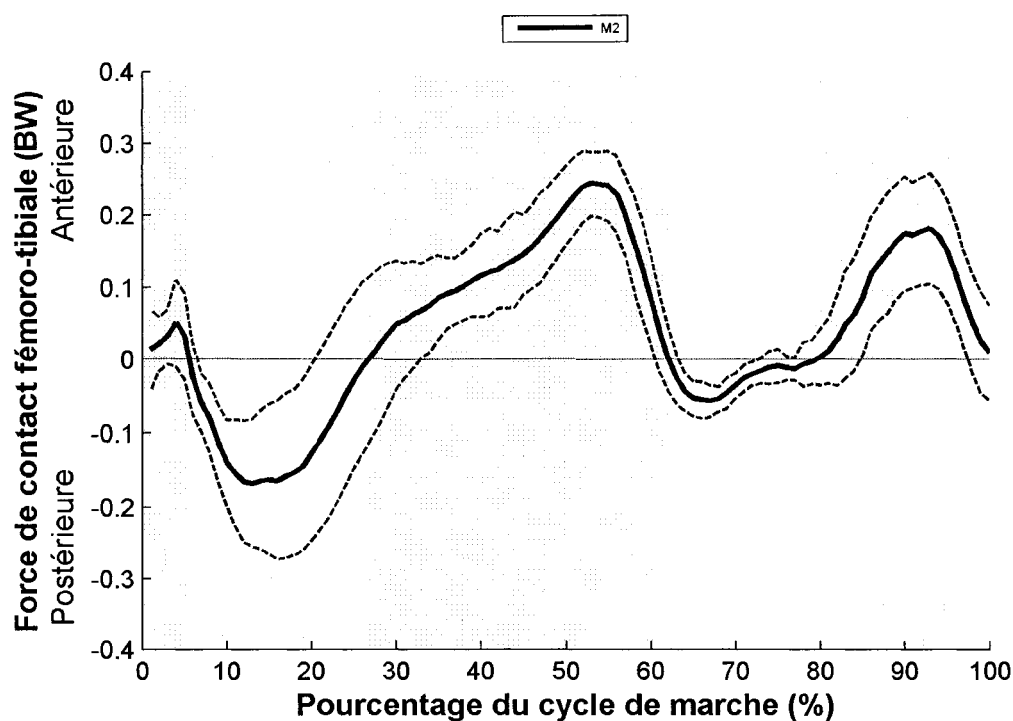
Le graphique 15 propose de comparer la norme des FCFT estimées par le modèle M1c avec l'angle de F/E du genou et les forces musculaires déterminées par ce même modèle. Ainsi, la comparaison entre la norme des FCFT et l'angle de F/E du genou permet de voir que le premier sommet des FCFT se situe, pour chaque participant, toujours autour du sommet de l'angle de flexion lors de la phase d'appui. Ces deux sommets sont compris dans un intervalle inférieur à 5% du cycle de marche. Ce phénomène se retrouve aussi pour la majorité des participants dans le cas du second sommet des FCFT. Ce sommet et le minimum de l'angle de F/E du genou se situent dans un intervalle inférieur à 5%. La représentation de la norme des forces musculaires permet de compléter la description des FCFT estimées par le modèle M1c. Ainsi, l'oscillation de la norme des FCFT obtenue lors de la phase de chargement et le second sommet se situant à la fin de la phase de simple support sont dus en parti à l'action des ischio-jambiers sur le tibia. Le premier sommet des FCFT, se situant au début de la phase de simple support, est dû majoritairement à l'action des quadriceps – par l'intermédiaire du ligament rotulien – sur le tibia. Les forces musculaires développées par les ischio-jambiers et les quadriceps ont des normes similaires, autour de 1.00 BW.



Graphique 15 Courbes moyennes pour chaque participant de (1) norme des FCFT estimées par le modèle M1c, (2) angle de F/E du genou (3) norme de la force comprise dans le ligament rotulien (4) norme de la force générée par les ischio-jambiers

5.1.4 Estimation des forces de contact fémoro-tibiales lors de la marche par le modèle M2

Cette section décrit les composantes PA et PD des FCFT estimées par le modèle M2 grâce, principalement, aux graphiques 16 et 18, représentant la moyenne et l'écart-type associé de chaque composante pour l'ensemble des essais de marche du groupe de participants analysés.



Graphique 16 Courbe moyenne et écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M2 ($n = 7$)

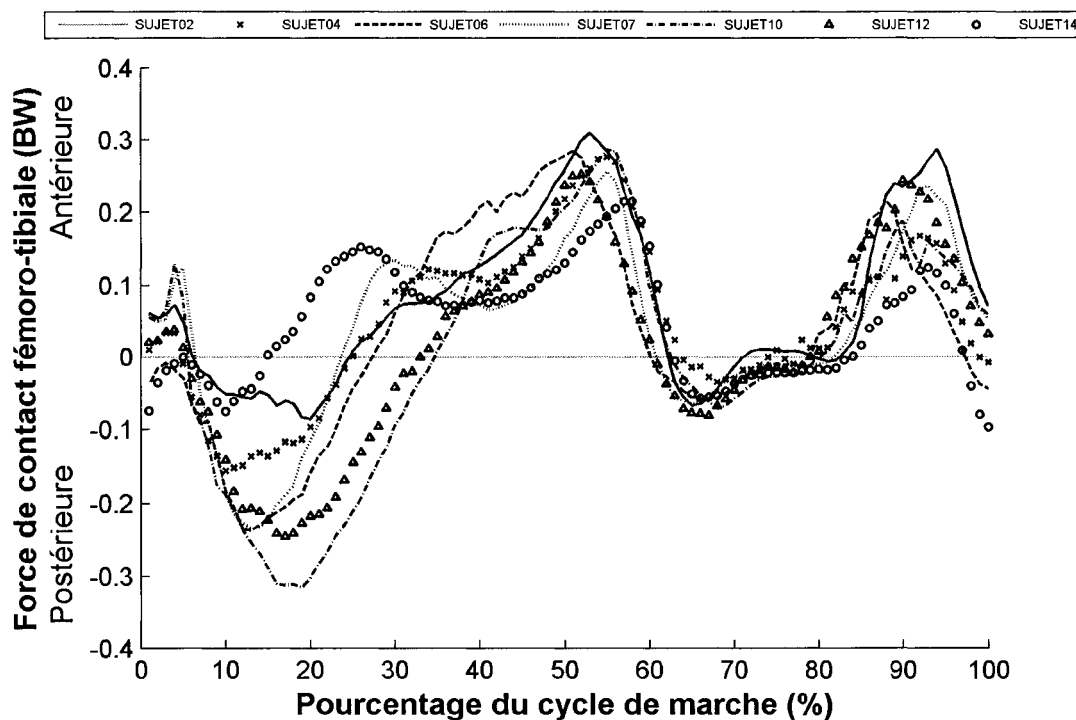
La première aire (0%–5% du cycle de marche), située au début de la phase de chargement, indique que le fémur contraint faiblement le tibia par une force antérieure de 0.01 BW au contact du talon au sol. Cette force est suivie par une légère augmentation à 4% du cycle de marche (0.05 BW) pour ensuite diminuer et finalement se transformer en contrainte

postérieure. La seconde aire (6%–27% du cycle de marche) montre que le fémur impose une force postérieure durant le reste de la phase de chargement et pendant le début de la phase de simple support. En fait, la contrainte postérieure du fémur sur le tibia atteint un sommet postérieur de -0.17 BW à 13% du cycle de marche et diminue pour se transformer par la suite en une force antérieure. La troisième aire (28%–61% du cycle de marche), correspondant à la fin de la phase de simple support et à la phase de pré-envol, montre que le fémur contraint antérieurement le tibia de façon croissante jusqu'à un sommet antérieur de 0.24 BW à 53% du cycle de marche. Le reste de la phase de pré-envol montre une contrainte antérieure diminuant pour se transformer en contrainte postérieure. La quatrième aire se représente par une faible aire postérieure (62%–80% du cycle de marche) avec un minimum inférieur à -0.1 BW. La cinquième et dernière aire est une aire antérieure (81%–100% du cycle de marche) complétant la phase d'envol du cycle de marche. Cette dernière contrainte antérieure augmente jusqu'à 93% du cycle de marche avec une amplitude de 0.18 BW pour finalement diminuer et atteindre une amplitude similaire à celle du prochain contact au sol.

L'écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M2 pour le groupe de participants analysés fluctue entre 0.02 BW et 0.12 BW. La variation la plus importante de cet écart-type se situe surtout autour du sommet postérieur, entre 10% et 35% du cycle de marche. Cette variation de l'écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M2 est due à l'hétérogénéité des résultats entre les participants analysés (cf. graphique 17).

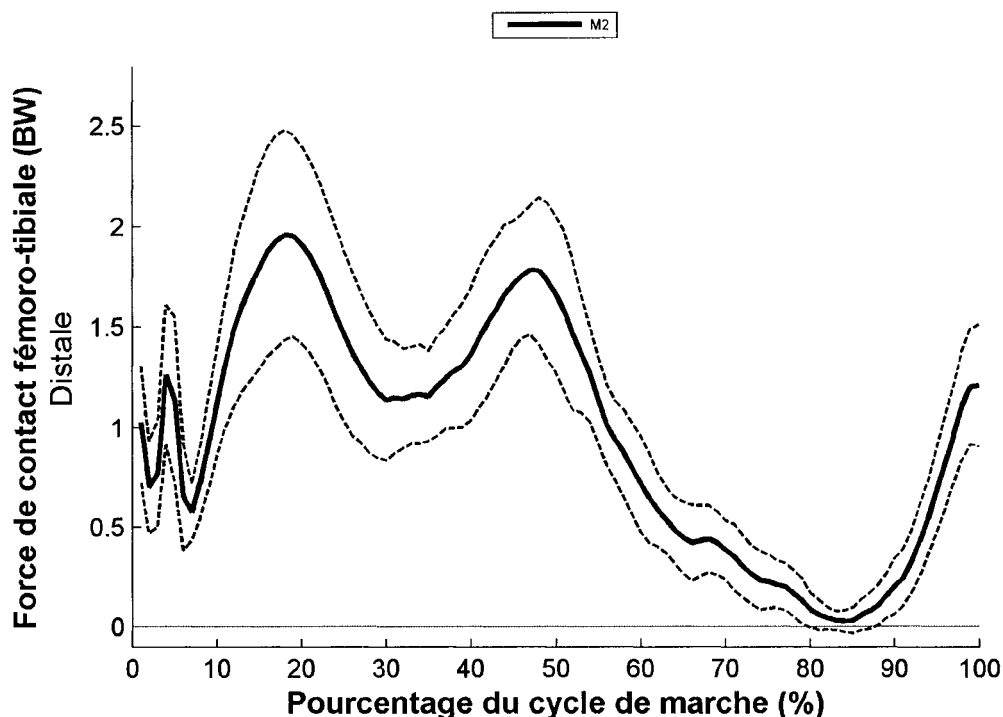
En effet, comme le montre le graphique 17, représentant la moyenne des 15 cycles de marche les plus répétables de chaque participant, le sommet postérieur a une amplitude comprise entre -0.08 BW et -0.32 BW tandis que sa position se situe entre 10% et 19% du cycle de marche. Le sommet antérieur de chaque participant a une amplitude comprise entre 0.21 BW et 0.30 BW tandis que sa position se situe entre 52% et 58% du cycle de marche. À remarquer que le patron des participants SUJET04, SUJET07, SUJET10,

et SUJET14 se distingue dans la fin de la phase d'appui (20–50% du cycle de marche). Les participants SUJET06 et SUJET14 débute et finisse le cycle de marche par une force postérieure, respectivement de -0.04 et -0.10 BW.



Graphique 17 Courbe moyenne de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M2 pour chaque participant

La moyenne, pour l'ensemble des participants, de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M2 et l'écart-type associé sont représentés par le graphique 18. Tout au long du cycle de marche, le fémur impose au tibia une force distale variant entre 0.05 BW et 1.96 BW. Cette force est constituée de chargement et de déchargement articulaire aussi bien durant la phase d'appui que durant la phase d'envol.

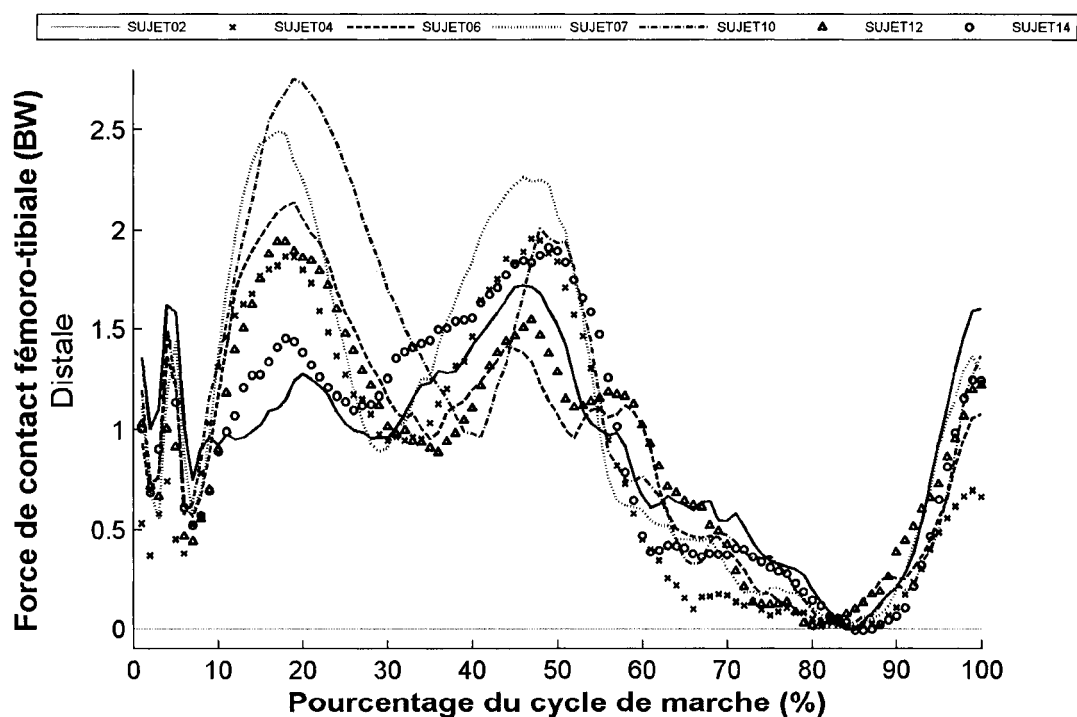


Graphique 18 Courbe moyenne et écart-type de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M2 ($n = 7$)

Au contact du talon au sol, le fémur impose au tibia une force distale de 1.03 BW. Cette force oscille pendant la phase de chargement indiquant donc que les articulations fémoro-tibiales subissent des chargements et des déchargements. Pendant cette fluctuation, l'amplitude de la composante PD des FCFT varie entre 0.69 BW et 1.26 BW avant d'arriver à un minimum local de 0.58 BW à 7% du cycle de marche. Entre 8% et 18% du cycle de marche la force imposée par le fémur sur le tibia augmente jusqu'à un premier sommet distal de 1.97 BW. Entre 19% et 32%, cette force diminue jusqu'à un minimum local de 1.12 BW. Après ce déchargement des articulations fémoro-tibiales durant la phase de simple support, la force imposée par le fémur sur le tibia augmente pour arriver à un second sommet distal de 1.59 BW à 47% du cycle de marche. Durant la phase de pré-envol et pendant le début de la phase d'envol, la force distale imposée par le fémur sur le ti-

bia diminue jusqu'à un minimum de 0.03 BW à 84% du cycle de marche. Pendant les 16 derniers pourcents du cycle de marche la composante PD des FCFT augmente. Ainsi les articulations fémoro-tibiales sont préalablement contraintes pour préparer le prochain contact du talon au sol.

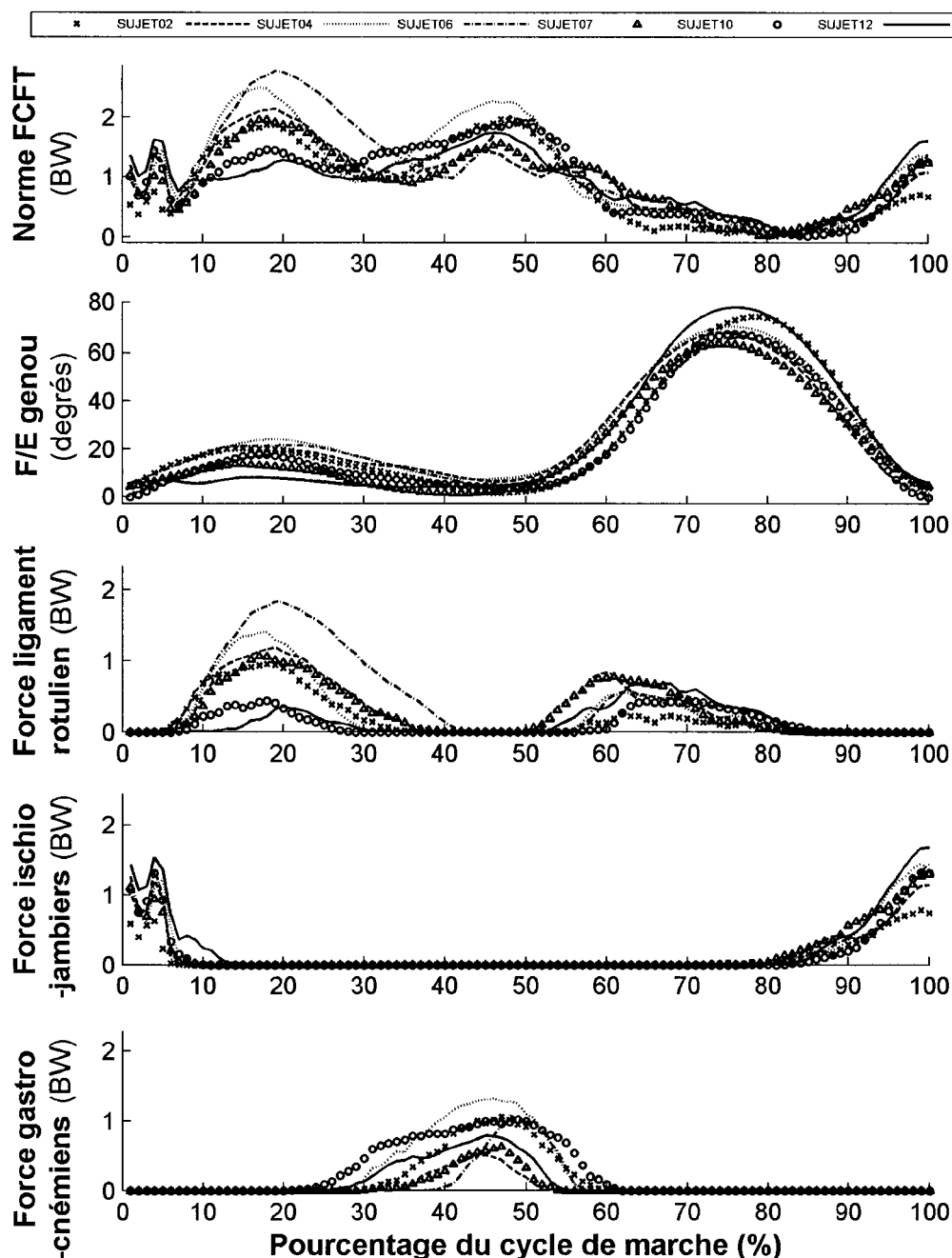
L'écart-type de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M2 fluctue entre 0.05 BW à 0.53 BW pour le groupe de participants analysés. La variation la plus importante de cet écart-type se situe surtout autour du sommet postérieur, entre 10% et 35% du cycle de marche. Cette variation de l'écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M2 est due à l'hétérogénéité des résultats entre les participants analysés (cf. graphique 19).



Graphique 19 Courbe moyenne de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M2 pour chaque participant

Le premier sommet distal de chaque participant a une amplitude comprise entre 1.28 BW et 2.76 BW tandis que sa position se situe entre 17% et 20% du cycle de marche. Le second sommet distal de chaque participant a une amplitude comprise entre 1.41 BW et 2.26 BW tandis que sa position se situe entre 44% et 49% du cycle de marche. À noter que les participants SUJET02 et SUJET14 sont les seuls à avoir un second sommet distal prédominant sur le reste du cycle de marche.

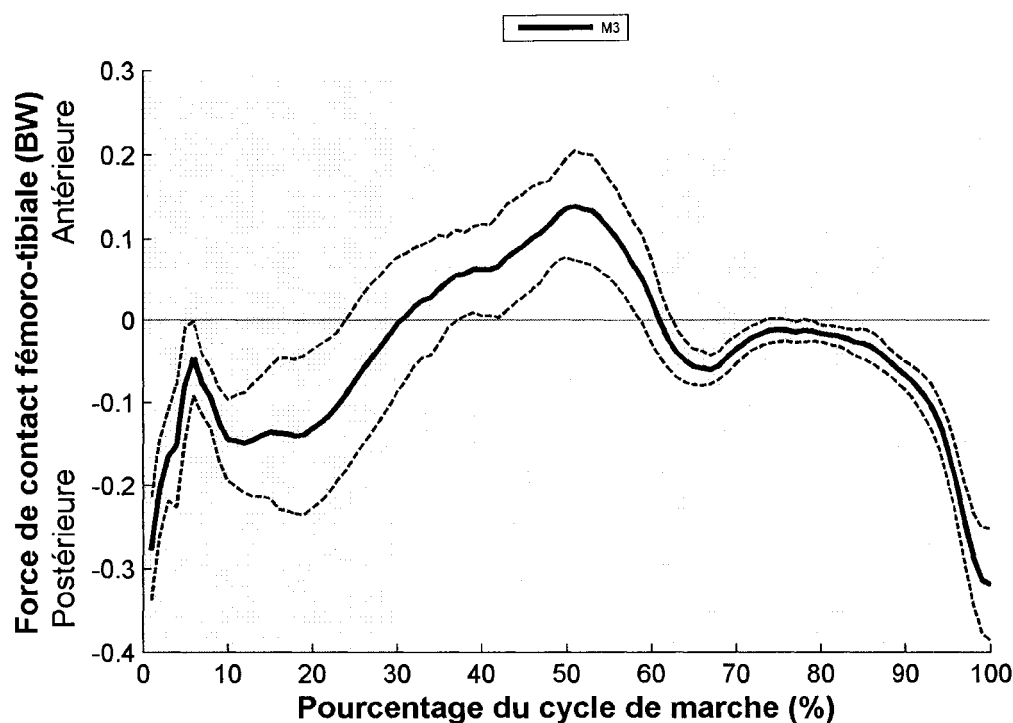
Le graphique 20 propose de comparer la norme des FCFT estimées par le modèle M2 avec l'angle de F/E du genou et les forces musculaires déterminées par ce même modèle. Ainsi, la comparaison entre la norme des FCFT et l'angle de F/E du genou permet de voir que le premier sommet des FCFT se situe, pour chaque participant, toujours autour du sommet de l'angle de flexion lors de la phase d'appui. Ces deux sommets sont compris dans un intervalle inférieur à 5% du cycle de marche. Ce phénomène se retrouve aussi pour la majorité des participants dans le cas du second sommet des FCFT. Ce sommet et le minimum de l'angle de F/E du genou se situent dans un intervalle inférieur à 5%. La représentation de la norme des forces musculaires permet de compléter la description des FCFT estimées par le modèle M2. Ainsi, l'oscillation de la norme des FCFT obtenue lors de la phase de chargement est due en parti à l'action des ischio-jambiers sur le tibia. Le premier sommet des FCFT est dû majoritairement à l'action des quadriceps – par l'intermédiaire du ligament rotulien – sur le tibia. Le second sommet des FCFT est dû à l'action des gastrocnémiens sur le tibia. Les forces musculaires développées par les ischio-jambiers, les quadriceps et les gastrocnémiens ont des normes similaires, autour de 1.00 BW.



Graphique 20 Courbes moyennes pour chaque participant de (1) norme des FCFT estimées par le modèle M2, (2) angle de F/E du genou (3) norme de la force contenu dans le ligament rotulien (4) norme de la force générée par les ischio-jambiers (5) norme de la force générée par les gastrocnémiens

5.1.5 Estimation des forces de contact fémoro-tibiales lors de la marche par le modèle M3

Cette section décrit les composantes PA et PD des FCFT estimées par le modèle M3 grâce, principalement, aux graphiques 21 et 23, représentant la moyenne et l'écart-type associé de chaque composante pour l'ensemble des essais de marche du groupe de participants analysés.



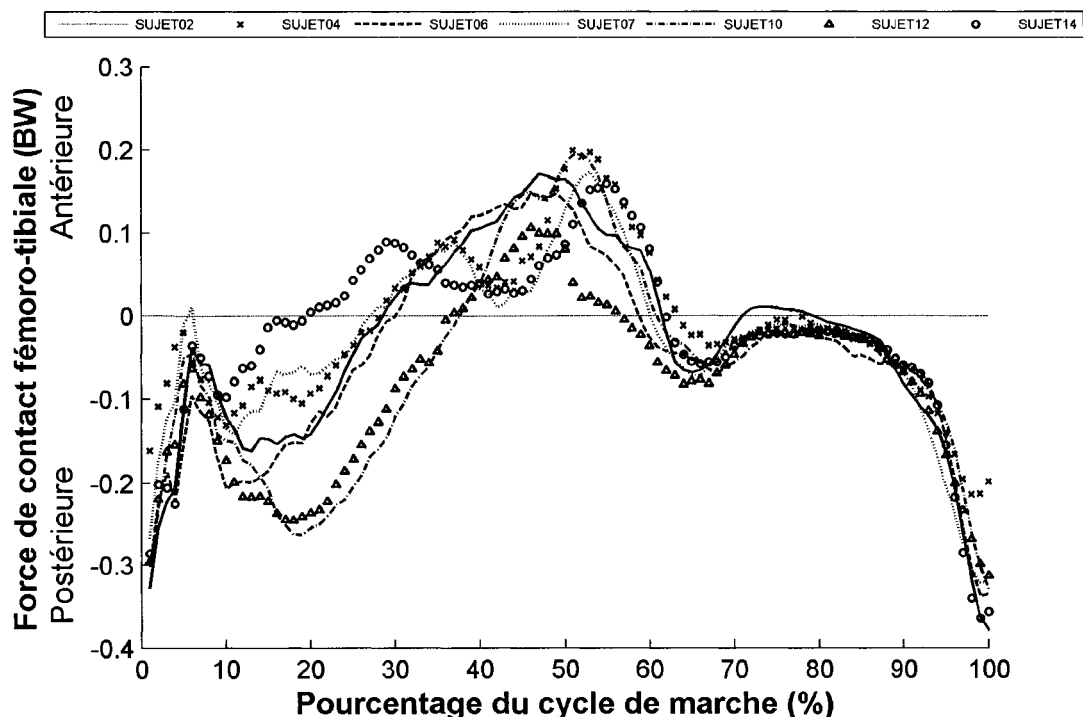
Graphique 21 Courbe moyenne et écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M3 ($n = 7$)

La première aire (0%–30% du cycle de marche), représente le contact initial, le chargement et le milieu de l'appui. Le fémur contraint le tibia par une force postérieure de -0.28 BW au contact du talon au sol. Après une diminution allant jusqu'à -0.06 BW à 6% du cycle de marche, la force du fémur exercée sur le tibia augmente de nouveau jusqu'à un

sommet postérieur de -0.15 BW à 12% du cycle de marche. Par la suite, entre 13% et 30% du cycle de marche, la contrainte du fémur diminue pour se transformer en une contrainte antérieure. La seconde aire (31%–60% du cycle de marche) montre que le fémur impose une force antérieure de façon croissante jusqu'à un sommet antérieur de 0.14 BW à 51% du cycle de marche. Le reste de la phase de pré-envol montre une contrainte antérieure diminuant pour se transformer en contrainte postérieure. La troisième et dernière aire est une aire antérieure (61%–100% du cycle de marche) représentant la phase d'envol du cycle de marche. Cette contrainte postérieure du fémur sur le tibia est inférieure à -0.06 BW et diminue entre 68% et 78% du cycle de marche. Pendant la fin de la phase d'envol, la contrainte postérieure du fémur sur le tibia augmente et atteint une amplitude proche de celle estimée lors du contact du talon au sol.

L'écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M3 pour le groupe de participants analysés fluctue entre 0.01 BW et 0.09 BW. La variation la plus importante de cet écart-type se situe surtout autour du sommet postérieur, entre 10% et 35% du cycle de marche. Cette variation de l'écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M3 est due à l'hétérogénéité des résultats entre les participants analysés (cf. graphique 22).

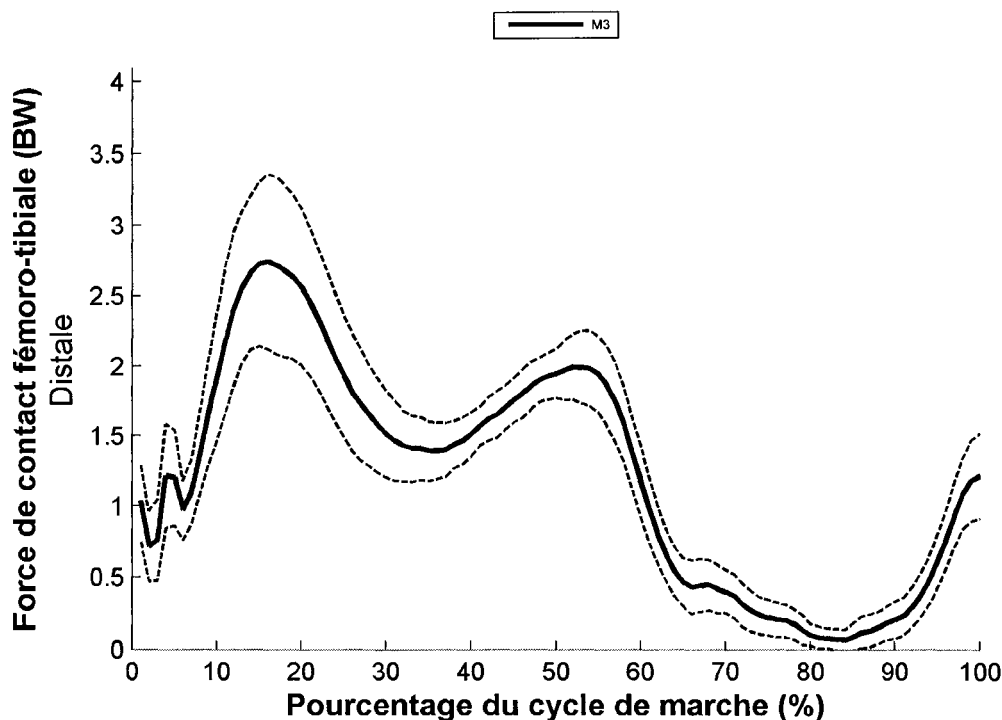
En effet, comme le montre le graphique 22, représentant la moyenne des 15 cycles de marche les plus répétables de chaque participant, le sommet postérieur a une amplitude comprise entre -0.10 BW et -0.26 BW tandis que sa position se situe entre 10% et 19% du cycle de marche. Le sommet antérieur de chaque participant a une amplitude comprise entre 0.21 BW et 0.30 BW tandis que sa position se situe entre 52% et 58% du cycle de marche. À remarquer que le patron des participants SUJET04, SUJET07, et SUJET14 se distingue dans la fin de la phase d'appui (20–50% du cycle de marche).



Graphique 22 Courbe moyenne de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M3 pour chaque participant

La moyenne, pour l'ensemble des participants, de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M3 et l'écart-type associé sont représentés par le graphique 23. Tout au long du cycle de marche, le fémur impose au tibia une force distale variant entre 0.05 BW et 1.96 BW. Cette force est constituée de chargement et de déchargement articulaire aussi bien durant la phase d'appui que durant la phase d'envol. Au contact du talon au sol, le fémur impose au tibia une force distale de 1.04 BW. Cette force oscille pendant la phase de chargement indiquant donc que les articulations fémoro-tibiales subissent des chargements et des déchargements. Pendant cette fluctuation, l'amplitude de la composante PD des FCFT varie entre 0.72 BW et 1.21 BW avant d'arriver à un minimum local de 0.97 BW à 6% du cycle de marche. Entre 7% et 16% du cycle de marche la force imposée par le fémur sur le tibia augmente jusqu'à un premier sommet distal de 2.74 BW. Entre 19% et

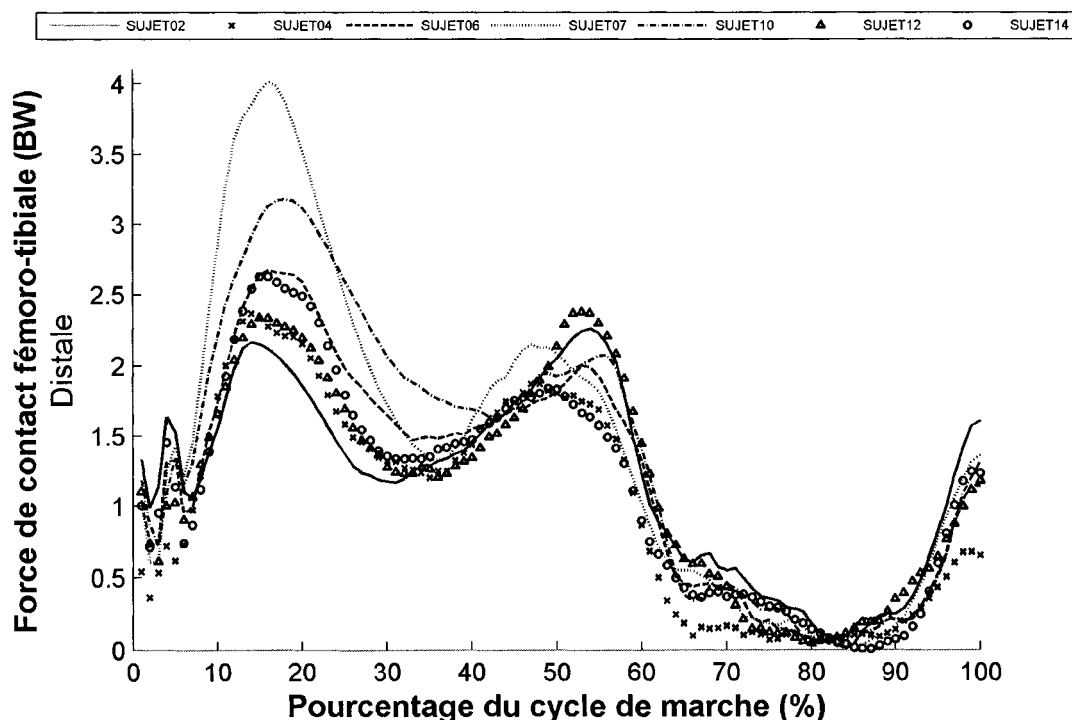
35%, cette force diminue jusqu'à un minimum local de 1.39 BW. Après ce déchargement des articulations fémoro-tibiales durant la phase de simple support, la force imposée par le fémur sur le tibia augmente pour arriver à un second sommet distal de 1.99 BW à 54% du cycle de marche. Durant la phase de pré-envol et pendant le début de la phase d'envol, la force distale imposée par le fémur sur le tibia diminue jusqu'à un minimum de 0.07 BW à 84% du cycle de marche. Pendant les 16 derniers pourcents du cycle de marche la composante PD des FCFT augmente. Ainsi les articulations fémoro-tibiales sont préalablement contraintes pour préparer le prochain contact du talon au sol.



Graphique 23 Courbe moyenne et écart-type de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M3 ($n = 7$)

L'écart-type de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M3 fluctue entre 0.07 BW à 0.63 BW pour le groupe de participants analysés. La variation la plus importante de cet écart-type se situe surtout autour du sommet postérieur, entre 10% et 35% du

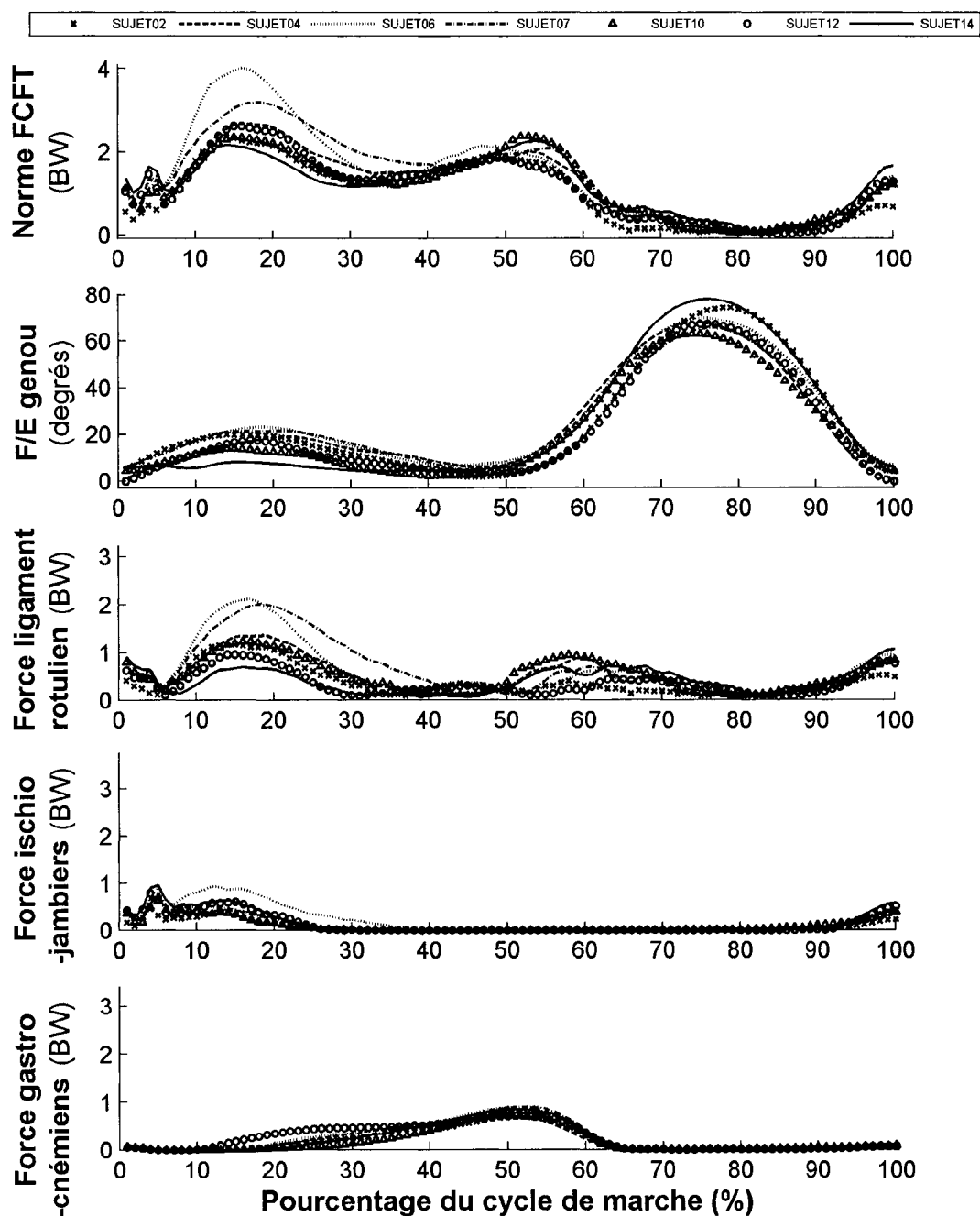
cycle de marche. Cette variation de l'écart-type de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M3 est due à l'hétérogénéité des résultats entre les participants analysés (cf. graphique 24).



Graphique 24 Courbe moyenne de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M3 pour chaque participant

Le premier sommet distal de chaque participant a une amplitude comprise entre 2.17 BW et 4.02 BW tandis que sa position se situe entre 14% et 18% du cycle de marche. Le second sommet distal de chaque participant a une amplitude comprise entre 1.84 BW et 2.38 BW tandis que sa position se situe entre 47% et 56% du cycle de marche. À noter que les participants SUJET02 et SUJET12 sont les seuls à avoir un second sommet distal prédominant sur le reste du cycle de marche.

Le graphique 25 propose de comparer la norme des FCFT estimées par le modèle M3 avec l'angle de F/E du genou et les forces musculaires déterminées par ce même modèle. Ainsi, la comparaison entre la norme des FCFT et l'angle de F/E du genou permet de voir que le premier sommet des FCFT se situe, pour chaque participant, toujours autour du sommet de l'angle de flexion lors de la phase d'appui. Ces deux sommets sont compris dans un intervalle inférieur à 5% du cycle de marche. Le second sommet des FCFT diffère du minimum de l'angle de F/E du genou. Ce second sommet arrive au début de la flexion du genou, lors de la phase d'envol. La représentation de la norme des forces musculaires permet de compléter la description des FCFT estimées par le modèle M3. Ainsi, l'oscillation de la norme des FCFT obtenue lors de la phase de chargement est due en parti à l'action des ischio-jambiers sur le tibia ainsi que l'action du ligament rotulien sur le tibia. Le premier sommet des FCFT, se situant au début de la phase de simple support, est dû majoritairement à l'action des quadriceps – par l'intermédiaire du ligament rotulien – sur le tibia. Le second sommet des FCFT, situé à la fin de la phase d'appui, est dû à l'action des gastrocnémiens sur le tibia ainsi qu'à l'action du ligament rotulien sur le tibia. Les forces musculaires développées par les ischio-jambiers, les quadriceps et les gastrocnémiens ont des normes similaires, autour de 1.00 BW. À noter que les forces générées par les quadriceps des participants SUJET06 et SUJET07 ont des sommets autour de 2.00 BW. Ces sommets sont clairement visibles lors de l'estimation des FCFT de ces participants.

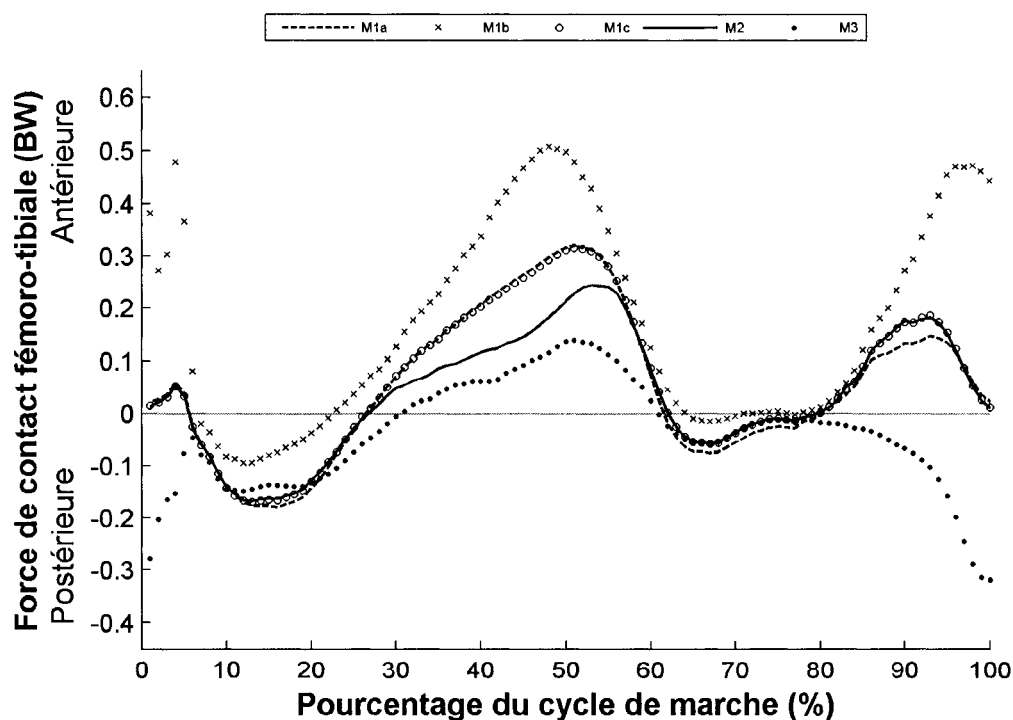


Graphique 25 Courbes moyennes pour chaque participant de (1) norme des FCFT estimées par le modèle M3, (2) angle de F/E du genou (3) norme de la force comprise dans le ligament rotulien (4) norme de la force générée par les ischio-jambiers (5) norme de la force générée par les gastrocnémiens

5.2 Comparaison des modèles

Les résultats des modèles estimant les FCFT sont comparés sous la forme d'une analyse graphique et d'une analyse statistique. Ces analyses portent sur les cinq paramètres définis dans la section 4.5. L'analyse graphique, effectuée sur les moyennes des composantes des FCFT du groupe de participants ainsi que sur les écarts-types associés, permet d'analyser plus facilement le résultat des ANOVA à mesures répétées effectuées dans l'analyse statistique.

Les moyennes de la composante PA des FCFT estimées par les modèles M1a, M1b, M1c, M2 et M3 pour le groupe de participants analysés ($n = 7$) sont représentés par le graphique 26.

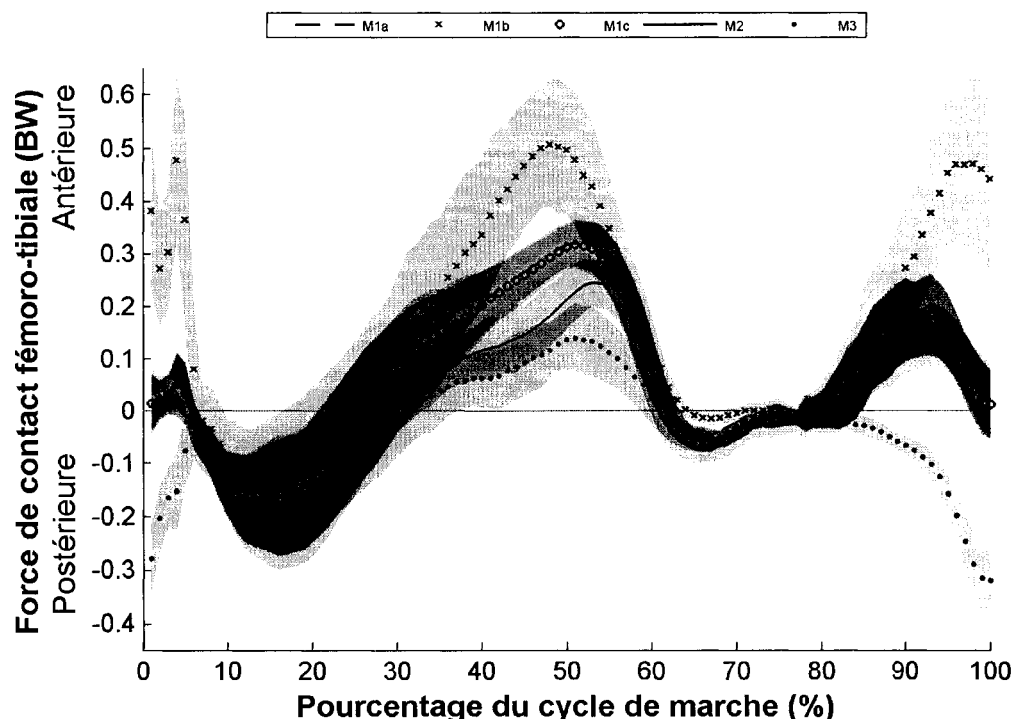


Graphique 26 Courbes moyennes superposées de la composante PA des FCFT estimées par les modèles M1a, M1b, M1c, M2 et M3 ($n = 7$)

Durant les 25 premiers pourcents du cycle de marche, la composante PA des FCFT estimées par les modèles M1c et M2 sont confondues. Tout au long du cycle de marche, le modèle M1b sous-estime les FCFT postérieures tandis qu'il surestime les FCFT antérieures par rapport aux autres modèles. Ainsi, le sommet postérieur, représentant aussi le paramètre $pMin1PA$, déterminé par le modèle M1b est sous-estimé de 37% par rapport au résultat du modèle M1a, de 44% par rapport au sommet déterminé par le modèle M1c (et M2) ainsi que de 36% par rapport au résultat du modèle M3. Le sommet antérieur, représentant aussi le paramètre $pMax1PA$, estimé par le modèle M1b est surestimé de 38% par rapport au résultat des modèles M1a et M1c, mais aussi de 52% par rapport au sommet estimé par le modèle M2 et de 73% par rapport au résultat du modèle M3. La composante PA des FCFT estimées par le modèle M1c est similaire à celle estimée par le modèle M1a. La seule différence entre ces modèles provient des coefficients polynomiaux utilisés pour déterminer la longueur des bras de levier musculaires et l'angle de la ligne d'action du ligament rotulien par rapport à l'axe PD du repère tibial. À la fin de la phase d'envol, la composante PA des FCFT estimées par le modèle M3 diffère de celle estimée par les modèles M1a à M2. Entre 80% et 100% du cycle de marche, la composante PA des FCFT estimées par le modèle M3 est représentée par une force postérieure inférieure tandis que celle estimée par les modèles M1a à M2 est représentée par une force antérieure. Les modèles M1a, M1c et M2 estiment une composante PA presque nulle lors du contact du talon au sol, alors que le modèle M1b estime une contrainte antérieure du fémur sur le tibia de 0.4 BW. Le modèle M3 estime l'opposé avec une contrainte de -0.3 BW au contact du talon au sol.

Les écarts-types associés aux composantes PA des FCFT estimées par les modèles M1a à M3 sont représentés par le graphique 27. Ces écarts-types, déterminés à partir des 15 cycles les plus répétables de chaque participant, permettent d'envisager les modèles significativement différents. Les écarts-types au sommet postérieur sont tous confondus, ne présageant donc pas des différences significatives. Par contre, les écarts-types au sommet

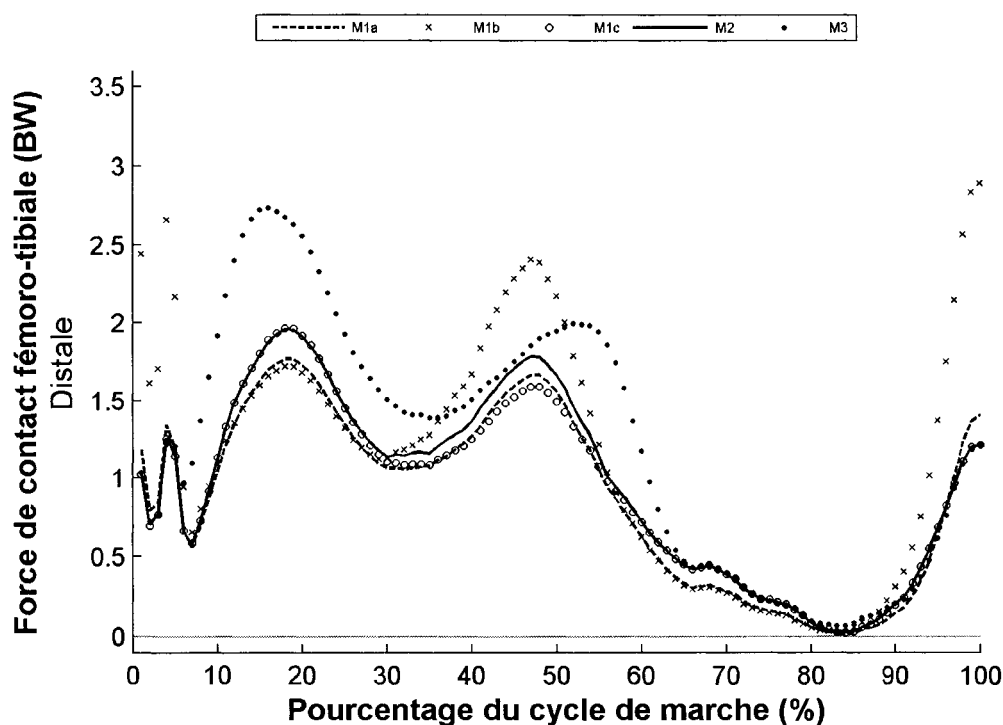
antérieur permettent d'envisager des différences significatives entre tous les modèles, sauf entre les modèles M1a et M1c.



Graphique 27 Courbes moyennes et écart-types de la composante PA des FCFT estimées par les modèles M1a, M1b, M1c, M2 et M3 ($n = 7$)

Les moyennes de la composante PD des FCFT estimées par les modèles M1a, M1b, M1c, M2 et M3 pour le groupe de participants analysés ($n = 7$) sont représentées dans le graphique 28. Durant les 25 premiers pourcents du cycle de marche, la composante PD des FCFT estimées par les modèles M1c et M2 sont confondus. Le premier sommet distal ($pMax1PD$) estimé par le modèle M3 surestime de 35% le sommet obtenu par le modèle M1a, de 38% celui estimé par le modèle M1b et de 29% par rapport au résultat des modèles M1c et M2. Le second sommet distal ($pMax2PD$) estimé par le modèle M1b est surestimé de 31% par rapport au résultat du modèle M1a, de 34% par rapport au sommet estimé par le modèle M1c, de 26% par rapport au résultat du modèle M2 et de 17% par

rapport au sommet estimé par le modèle M3. L'estimation de la composante PD des FCFT par le modèle M1b est aussi surestimé lors du pré-chargement des articulations fémoro-tibiales (fin de la phase d'envol) et lors du contact du talon au sol. Cette surestimation s'élève à un maximum de 58% par rapport aux autres modèles.

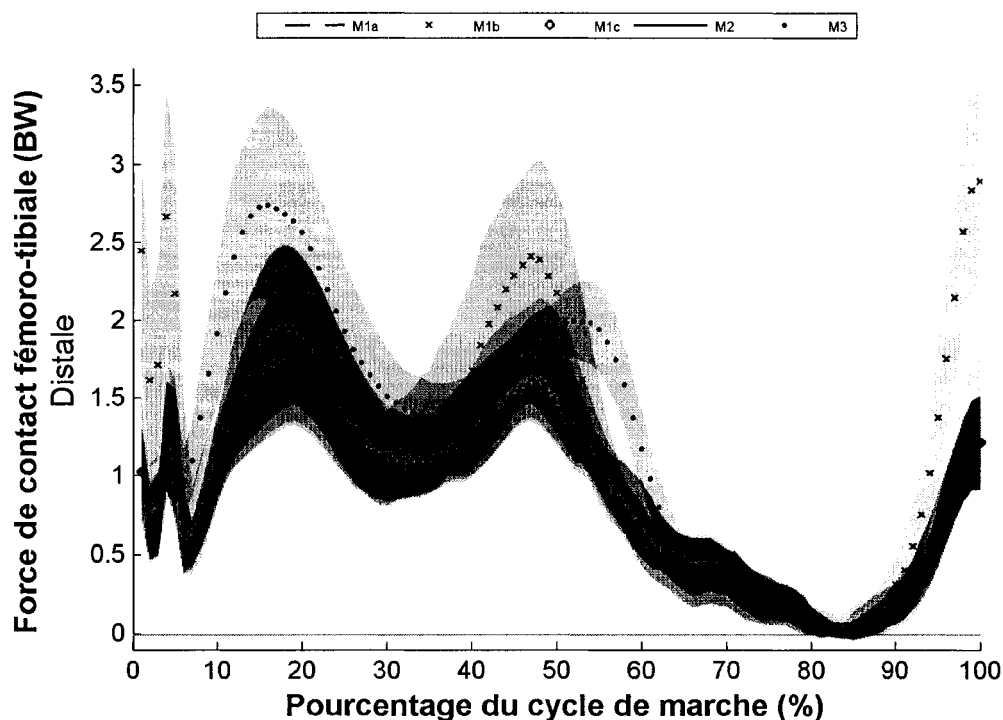


Graphique 28 Courbes moyennes superposées de la composante PD des FCFT estimées par les modèles M1a, M1b, M1c, M2 et M3 ($n = 7$)

Les écarts-types associés aux composantes PD des FCFT estimées par les modèles M1a à M3 sont représentés par le graphique 29. Toutefois, ces écarts-types, déterminés à partir des 15 cycles les plus répétables de chaque participant, sont trop enchevêtrés pour apprécier les différences entre chaque modèle.

L'analyse graphique est qualitative et ne permet pas de conclure quant à l'influence de la modélisation du membre inférieur sur l'estimation des FCFT. De ce fait, la comparaison

des modèles continue avec une analyse statistique ; cette dernière permettant de répondre de manière quantitative. En fait, l'analyse statistique effectuée ici permet d'aller plus loin. Elle permet aussi de déterminer les éléments de la modélisation influençant sur l'estimation des FCFT. Toutes les ANOVA à mesures répétées effectuées dans cette analyse statistique se basent sur la moyenne des paramètres de chaque participant. Ces moyennes (cf. tableau XIII et XIV en annexe 7) sont obtenues à partir des 15 cycles de marche ayant les FCFT les plus répétables. Le tableau VI résume les moyennes et les écarts-types de ces paramètres pour le groupe de participants.



Graphique 29 Courbes moyennes et écart-types de la composante PD des FCFT estimées par les modèles M1a, M1b, M1c, M2 et M3 ($n = 7$)

Le tableau VII recense les résultats des ANOVA à mesures répétées effectués sur les cinq paramètres pour l'ensemble des modèles (M1a à M3). Mise à part pour l'abscisse du paramètre $pMin1PA$, tous les résultats des ANOVA à mesures répétées sont extrêmement

significatifs. Il y a donc un effet modèle. La modélisation du membre inférieur influence donc l'estimation des FCFT.

Tableau VI

Moyennes et écart-types des paramètres extraits des composantes PA et PD des FCFT estimées pour chaque modèle estimant les FCFT

Modèles	Paramètres PA		Paramètres PD		
	$pMin1PA$	$pMax1PA$	$pMax1PD$	$pMax2PD$	$pMin1PD$
<i>Comparaison sur la position des sommets (%)</i>					
M1a	15.00 (2.69)	51.94 (2.32)	18.36 (1.05)	47.07 (1.74)	32.58 (4.87)
M1b	12.90 (3.03)	48.34 (1.95)	18.30 (1.13)	46.61 (1.63)	32.23 (5.14)
M1c	14.71 (3.26)	52.29 (2.14)	18.45 (1.12)	47.13 (1.72)	32.62 (4.67)
M2	14.52 (3.10)	54.00 (2.48)	18.40 (1.07)	47.05 (1.79)	32.38 (4.96)
M3	14.59 (3.77)	50.64 (2.83)	15.88 (1.27)	51.23 (3.00)	35.42 (3.81)
<i>Comparaison sur l'amplitude des sommets (BW)</i>					
M1a	-0.22 (0.11)	0.34 (0.03)	1.84 (0.45)	1.81 (0.27)	0.85 (0.07)
M1b	-0.12 (0.05)	0.56 (0.11)	1.79 (0.43)	2.69 (0.52)	0.86 (0.07)
M1c	-0.21 (0.09)	0.34 (0.03)	2.05 (0.54)	1.72 (0.21)	0.85 (0.06)
M2	-0.21 (0.09)	0.28 (0.03)	2.04 (0.54)	1.95 (0.29)	0.86 (0.06)
M3	-0.19 (0.07)	0.19 (0.03)	2.79 (0.64)	2.15 (0.18)	1.27 (0.17)

Tableau VII

Résultats des ANOVA à mesures répétées pour déterminer l'effet modèle

Caractéristiques	Paramètres PA		Paramètres PD		
	$pMin1PA$	$pMax1PA$	$pMax1PD$	$pMax2PD$	$pMin1PD$
positions	ns.	***	***	***	***
amplitudes	***	***	***	***	***

ns., *** : test non significatif et extrêmement significatif ($p < 0.001$)

Ayant trois modélisations du membre inférieur et dans certains cas des variantes de modélisation, il est difficile d'indiquer exactement les éléments de la modélisation influant sur l'estimation des FCFT à partir des post-hoc résultants du tableau VII. En effet, si plus d'un élément de la modélisation varie entre deux modèles (bras de levier différents, nombre de muscles différent, contrôle de l'activité musculaire différent) et qu'il existe une différence significative entre ces modèles, rien ne permet de spécifier le ou les éléments entraînant cette différence. Pour pallier ce problème, cette étude a donc effectué d'autres ANOVA à mesures répétées sur les paramètres de certains modèles. En effet, la comparaison des variantes du modèle M1 permet de voir l'influence des bras de levier, la comparaison des modèles M1c et M2 permet de voir l'influence de l'ajout des gastrocnémiens et finalement la comparaison des modèles M2 et M3 permet de voir l'influence du contrôle de l'activité musculaire.

Le tableau VIII résume l'ensemble des comparaisons effectués sur les modèles M1 à M3 pour déterminer les éléments de la modélisation influant sur les FCFT. Ainsi, que ce soit sur la position ou sur l'amplitude des différents paramètres comparés, les résultats recensés dans le tableau VIII montre que chaque élément de la modélisation entraîne des différences significatives sur l'estimation des FCFT lors de la marche. À noter que certaines comparaisons ne montre pas de différence significative due à la similarité des modèles en ces points. Ainsi, dans le cas de la comparaison des modèles M1c et M2, montrant l'influence de l'ajout des gastrocnémiens, les différences des positions et des amplitudes des paramètres $pMin1PA$ et $pMax1PD$ ne sont pas significative due à une activité musculaire similaire (cf graphiques 15 et 20). En effet, le modèle M2 ajoute les efforts des gastrocnémiens mais ceux-ci sont activé, approximativement, entre 20% et 60% du cycle de marche. C'est à dire après l'arrivée des paramètres $pMin1PA$ et $pMax1PD$.

Tableau VIII

Comparaison des modèles pour déterminer les effets bras de levier, gastrocnémiens et contrôle musculaire

Modèles	Paramètres PA		Paramètres PD		
	$pMin1PA$	$pMax1PA$	$pMax1PD$	$pMax2PD$	$pMin1PD$
<i>Comparaison sur la position des sommets (%)</i>					
M1a vs M1b	2.10 **	3.60 ***	0.06	0.46 ***	0.35
M1a vs M1c	0.29	-0.34	-0.09	-0.07	-0.04
M1b vs M1c	-1.81 **	-3.94 ***	-0.14	-0.52 ***	-0.39
M1c vs M2	0.19	-1.71 *	0.05	0.09	0.24
M2 vs M3	-0.07	3.36 ***	2.52 ***	-4.18 *	-3.04 *
<i>Comparaison sur l'amplitude des sommets (BW)</i>					
M1a vs M1b	-0.10 ***	-0.21 ***	0.04	-0.88 ***	-0.01
M1a vs M1c	-0.01	0.00	-0.22 ***	0.09	0.00
M1b vs M1c	0.09 ***	0.22 ***	-0.26 ***	0.97 ***	0.01
M1c vs M2	-0.00	0.06 *	0.01	-0.23 ***	-0.01
M2 vs M3	-0.01	0.09 **	-0.74 **	-0.20	-0.41 ***

* : test significatif ($p < 0.05$)

** : test très significatif ($p < 0.01$)

*** : test extrêmement significatif ($p < 0.001$)

5.3 Résultats sur les incertitudes des modèles

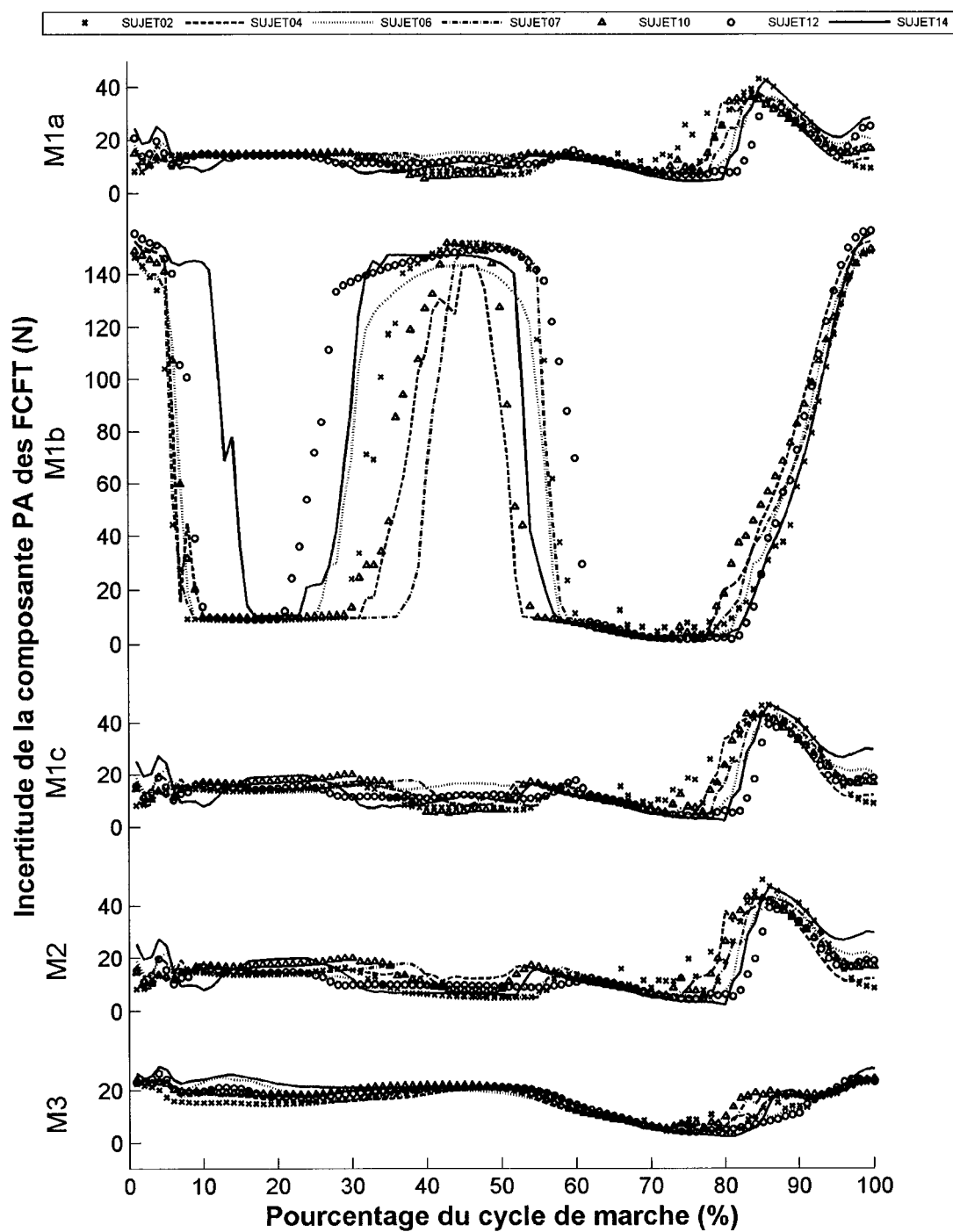
L'analyse statistique a montré que la modélisation du membre inférieur influençait sur l'estimation des FCFT. Toutefois, il faut encore déterminer si les résultats de chaque modèle sont fiables, c'est-à-dire avec une incertitude faible. Les incertitudes des composantes PA et PD des FCFT ont été obtenues sur les 15 cycles les plus répétables des FCFT de chaque participant. Les incertitudes de la composante PA et PD des FCFT, déterminées pour les modèles M1 à M3, sont représentées respectivement par les graphiques 30 et 32. Mis à part pour la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1b, les incertitudes des FCFT estimées par l'ensemble des modèles présentés dans cette étude sont toutes similaires.

Comme le montre le graphique 30, les incertitudes de la composante PA des FCFT estimées par les modèles M1a, M1c, M2 et M3 varient toutes entre 5 N et 45 N. L'incertitude de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1b varie entre 10 N et 150 N. L'incertitude la plus élevée pour les modèles M1a à M2 se situe entre 80% et 100% du cycle de marche. Normalisées par le poids du corps de chaque participant, les incertitudes des modèles M1a, M1c et M2 deviennent inférieures à 0.09 BW. L'incertitude normalisée de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M3 est inférieure à 0.05 BW tout au long du cycle de marche. L'incertitude normalisée de la composante PA des FCFT estimées par le modèle M1b varie entre 0.15 BW et 0.30 BW entre 40% et 60% du cycle de marche.

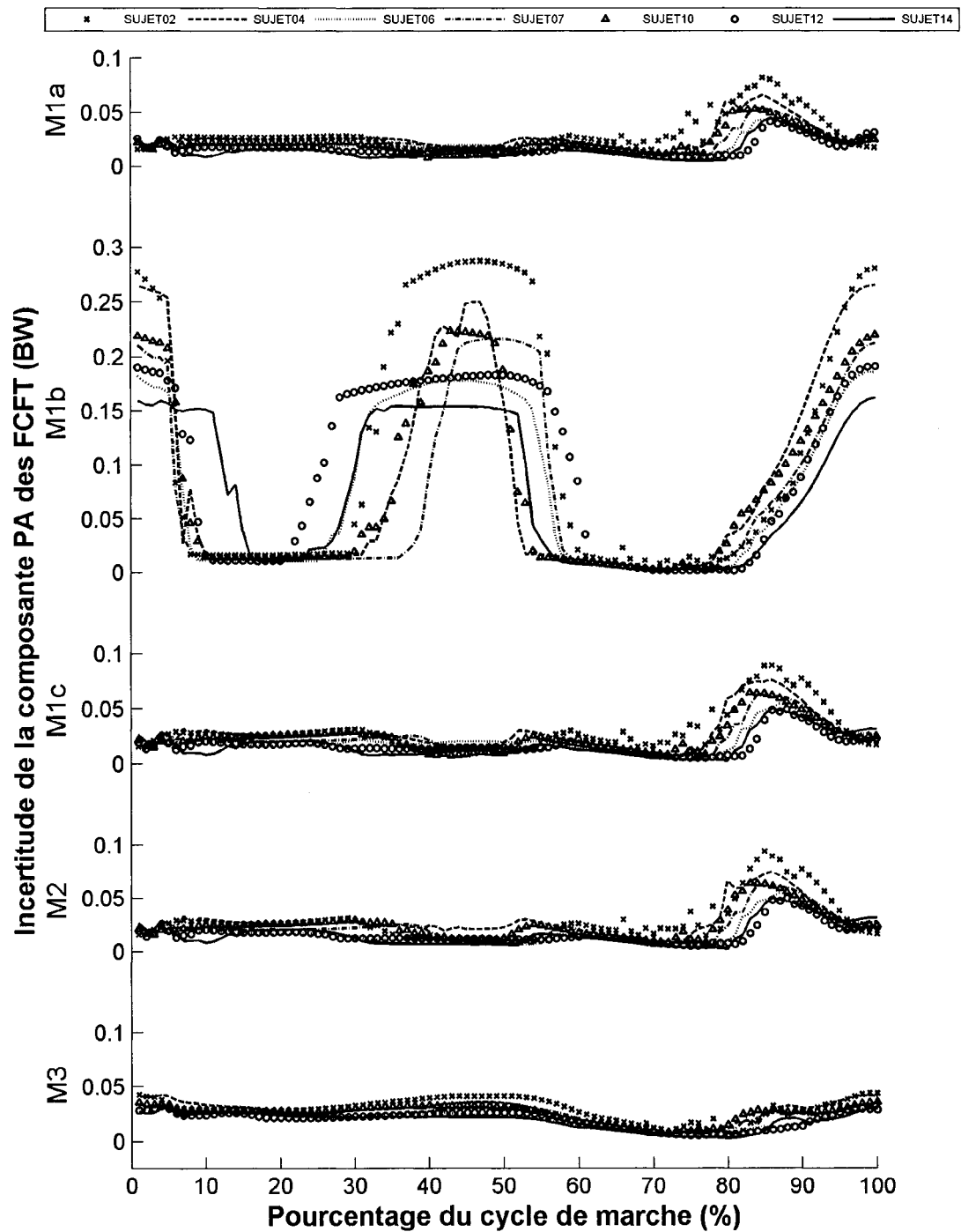
Les incertitudes de la composante PD des FCFT (cf. graphique 32) varie entre 15 N et 95 N pour l'ensemble des modèles. À la différence de la composante PA, l'incertitude de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1b est la plus faible, variant entre 15 N et 60 N. Après normalisation, l'incertitude de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1a s'élève au maximum à 0.15 BW entre 40% et 60% du cycle de marche. L'incertitude de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1b s'élève au maximum à 0.10 BW entre 80% et 90% du cycle de marche. L'incertitude de la composante PD

des FCFT estimées par le modèle M1c s'élève au maximum à 0.13 BW tout au long du cycle de marche. L'incertitude de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M2 s'élève au maximum à 0.15 BW entre 40% et 60% du cycle de marche. L'incertitude de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M3 s'élève au maximum à 0.12 BW tout au long du cycle de marche. À noter que le patron de l'incertitude du modèle M1b diffère des autres modèles (M1a, M1c et M2). L'incertitude la plus élevée pour le modèle M1b correspond à l'incertitude la moins élevée pour les autres modèles.

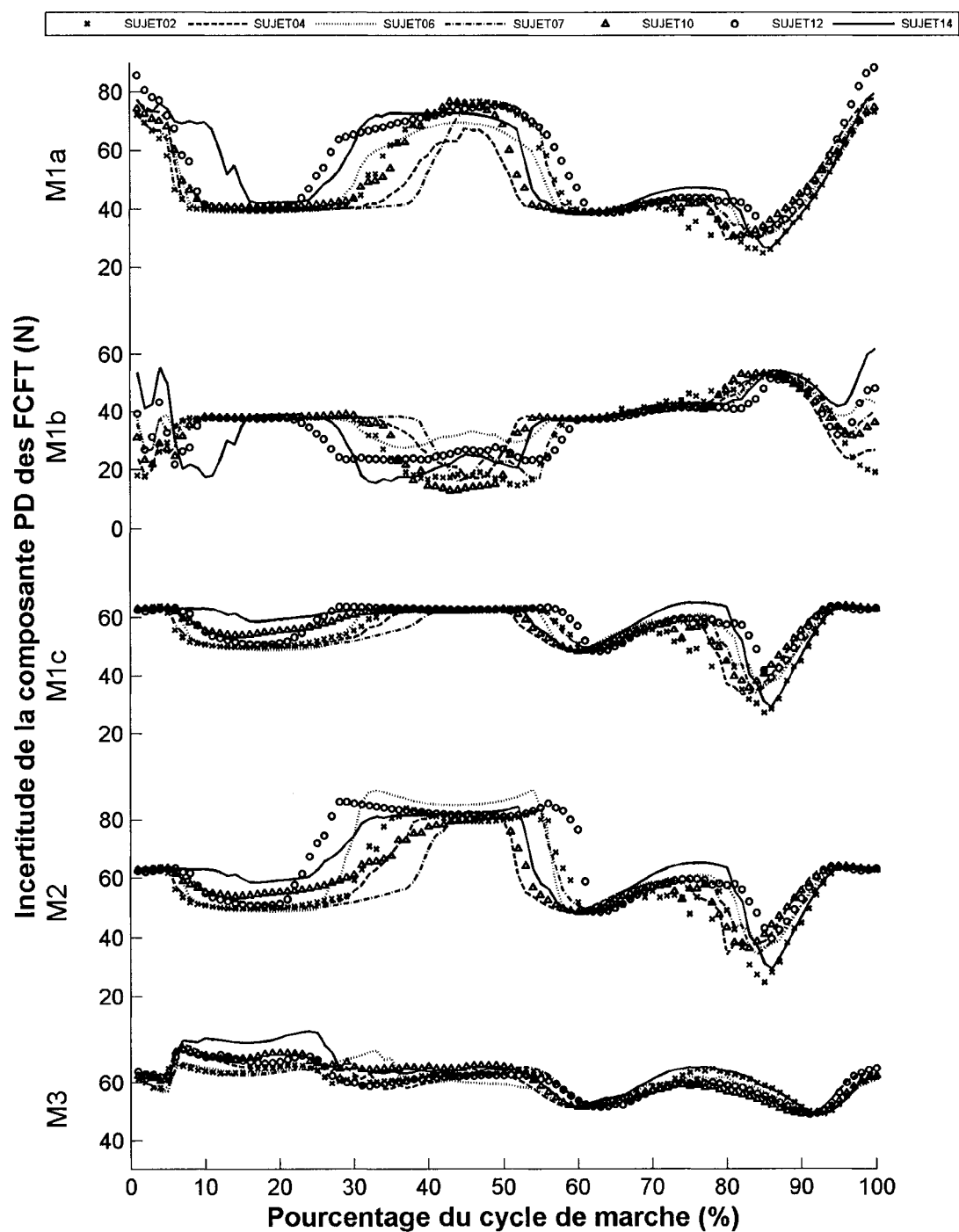
La détermination de l'incertitude des composantes PA et PD des FCFT permet de s'assurer de la validité des différents effets découverts dans l'analyse statistique. Ainsi, les résultats des tests comparatifs utilisant le sommet antérieur ($pMax1PA$) estimé par le modèle M1b ne sont plus à prendre en compte vu l'incertitude qu'il existe autour de ce paramètre (cf. graphiques 30 et 31). Les incertitudes des autres paramètres sont inférieures aux écarts-types obtenus lors de l'analyse statistique (cf. tableau VI), indiquant donc que les variations obtenues sont dues à la variation des paramètres (vitesse de marche, amplitude de la force d'action du pied sur le sol) et non exclusivement aux erreurs de mesures.



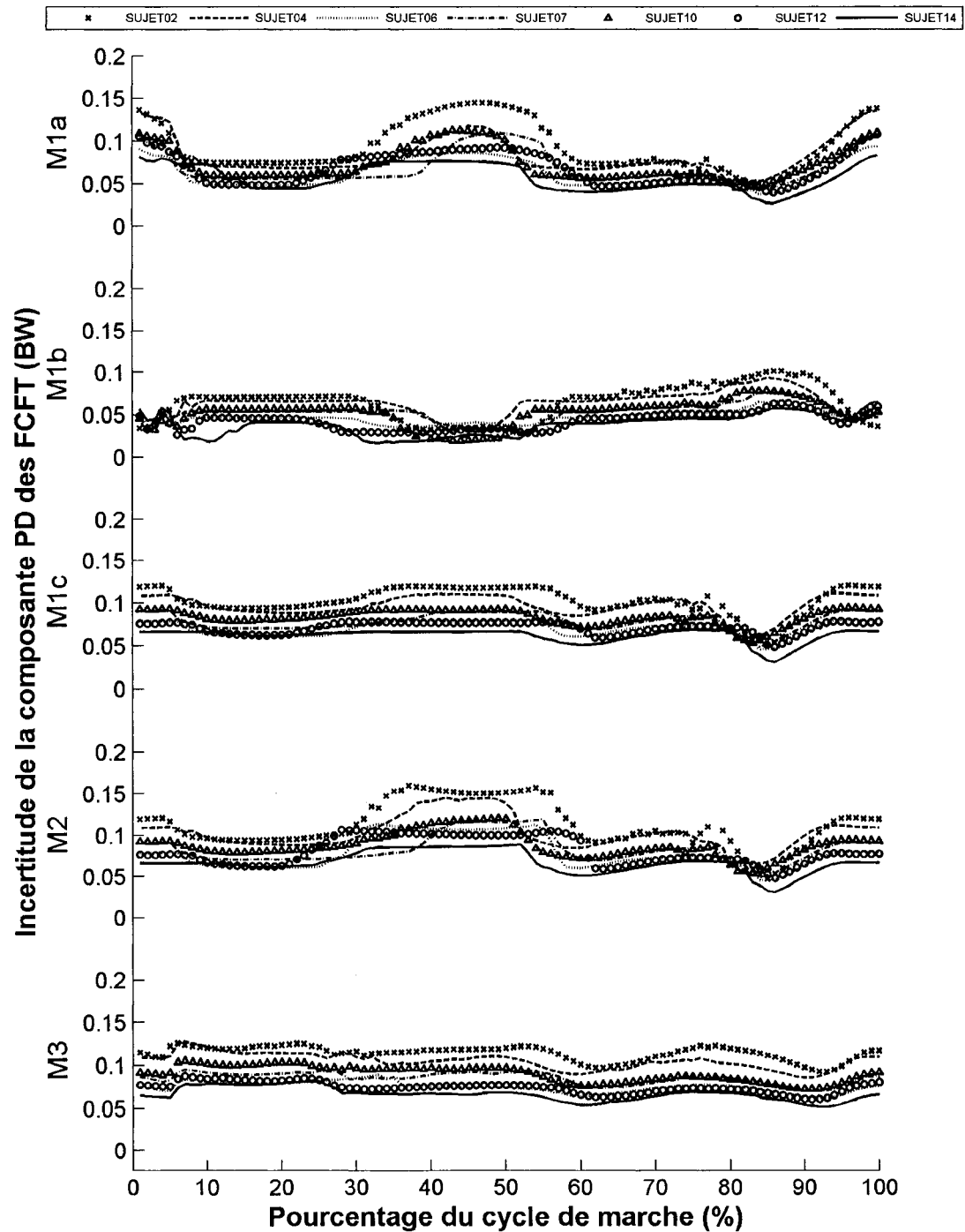
Graphique 30 Courbes moyennes de l'incertitude de la composante PA des FCFT estimées par les modèles M1a, M1b, M1c, M2 et M3 pour chaque participant



Graphique 31 Courbes moyennes de l'incertitude normalisée de la composante PA des FCFT estimées par les modèles M1a, M1b, M1c, M2 et M3 pour chaque participant



Graphique 32 Courbes moyennes de l'incertitude de la composante PD des FCFT estimées par les modèles M1a, M1b, M1c, M2 et M3 pour chaque participant



Graphique 33 Courbes moyennes de l'incertitude normalisée de la composante PD des FCFT estimées par les modèles M1a, M1b, M1c, M2 et M3 pour chaque participant

CHAPITRE 6

DISCUSSION

Cette étude avait pour principal objectif de quantifier l'effet de la modélisation du membre inférieur sur l'estimation des forces de contact fémoro-tibiales (FCFT). La réalisation de cet objectif a notamment nécessité a) la détermination des FCFT à partir de données de marche, b) le développement de trois modèles basé sur la méthode de réduction, c) la comparaison des résultats pour déterminer la précision de chaque modèle. Les résultats de cette étude sont basés sur les essais de marche de 7 participants marchant à vitesse confortable sur un tapis roulant instrumenté. Les moyennes de chaque participant sont basées sur les FCFT obtenues sur 15 cycles de marche. Grâce à la comparaison des résultats de ces modèles, cette étude a montré l'importance de la modélisation du membre inférieur sur l'estimation des FCFT. En fait, cette étude a montré que le choix des bras de levier musculaires, l'ajout des gastrocnémiens dans la modélisation, et le type de contrôle de l'activité musculaire influençaient significativement l'estimation des FCFT.

La diversité des données musculaires recensées dans la littérature pour le premier modèle a permis de développer trois variantes de celui-ci. Les données musculaires nécessaires à ce modèle correspondent à la longueur du bras de levier des ischio-jambiers, à la longueur du bras de levier du ligament rotulien, à l'angle de la ligne d'action des ischio-jambiers et à l'angle de la ligne d'action du ligament rotulien. Ces données musculaires proviennent des études de Smidt (1973), Herzog et Read (1993), Devita et Hortobagyi (2001). Elles diffèrent principalement par les méthodes utilisées pour déterminer le centre articulaire du genou et les lignes d'action musculaires. Et comme l'a montré la présente étude, ces différences influent significativement sur l'amplitude des FCFT. À titre d'exemple, le modèle M1b surestime le second maximum de la composante PD des FCFT ($pMax2PD$) de 0.88 BW par rapport au modèle M1a et de 0.97 BW par rapport au modèle M1c. Ainsi, il est crucial de sélectionner les bras de levier les plus adaptés à la méthodologie utilisée.

C'est-à-dire, de sélectionner les données musculaires utilisant une définition du centre articulaire du genou similaire à celle utilisée lors des acquisitions de données. En plus du choix du centre articulaire, la détermination des angles des lignes d'action doit se baser sur l'axe le plus proche des muscles afin de réduire l'incertitude des FCFT estimées. En effet, l'incertitude de la composante PA des FCFT estimées pour le modèle utilisant les bras de levier de Herzog et Read (1993), le modèle M1b, est quatre fois plus élevée que celle calculée pour les autres modèles. Cette incertitude élevée n'est pourtant pas décelée sur la composante PD des FCFT. Et même au contraire, l'incertitude de la composante PD des FCFT estimées par le modèle M1b est inférieure à l'incertitude des autres modèles (cf. graphique 33). En fait, la cause de cette incertitude est clairement due à l'utilisation d'un angle de grande envergure^a lors de la décomposition des forces musculaires des ischio-jambiers sur l'axe PA du repère tibial. C'est cette angle, ainsi que des bras de levier définis à partir d'un centre articulaire ne correspondant pas à celui utilisé dans la présente étude qui entraîne des FCFT aussi disparates des résultats des autres modèles.

L'ajout des gastrocnémiens dans le modèle M2 entraîne des différences significatives sur l'estimation des FCFT lorsque ce groupe musculaire est activé. L'effort de ce muscle est ajouté dans la modélisation, car comme les quadriceps et les ischio-jambiers, les gastrocnémiens sont des muscles conséquents, activés lors de la marche, pendant la phase d'appui (Morrison, 1968; Perry, 1992; Vaughan et al., 1992; Collins, 1995). Ainsi, les modèles estimant les FCFT lors d'une activité de marche en négligeant les gastrocnémiens sans raison apparente (Li, 1992; Costigan et al., 2002; Thambyah et al., 2005b) sont donc limités là où ces muscles devraient être activés, c'est-à-dire pendant la phase d'appui, entre 20% et 50% du cycle de marche.

La comparaison entre le modèle M2 et le modèle M3 a montré que le contrôle de l'activité musculaire influence significativement l'estimation des FCFT. Pour rappel, l'activation

^aHerzog et Read (1993) utilisent l'axe PA du repère tibial pour déterminer l'angle des lignes d'action et ajoutent des conventions de rotation pour les différents muscles

musculaire déterminée par le modèle M2 est séquentielle et se base uniquement sur la composante LM du moment inter-segmentaire de la cuisse sur la jambe exprimé dans le repère tibial. Pour le modèle M3, l'activité musculaire est obtenue grâce aux trois moments inter-segmentaires du membre inférieur. Ainsi, le modèle M3 permet l'activation indépendante du groupe musculaire des gastrocnémiens, des ischio-jambiers et des quadriceps. Ce type d'activation permet l'existence du phénomène de cocontraction^b durant le cycle de la marche. Devita et Hortobagyi (2001) ont validé l'utilisation de ces moments grâce aux conclusions d'études recensées dans la littérature prouvant la corrélation des signes des moments inter-segmentaires avec l'activité électromyographique (EMG) des muscles modélisés. À noter que Ellis et al. (1984), ayant proposé un modèle similaire, avaient validé la détermination des activités musculaires en comparant ses résultats avec les données EMG mesurées. La banque de données utilisée dans cette étude ne présentant pas de données EMG, il a été impossible de comparer et de valider les activités musculaires modélisées. Toutefois, la comparaison des forces musculaires représentées par le graphique 25 avec les données EMG des études de Perry (1992); Vaughan et al. (1992); Collins (1995) a permis de mettre en lumière la concordance des activités musculaires des gastrocnémiens et des ischio-jambiers. La comparaison des forces dans le ligament rotulien est représentative de l'activité EMG des quadriceps, mais toutefois, le graphique 25 montre que les forces dans le ligament rotulien ne sont jamais nulles. La présente étude suppose que ces forces sont représentatives des tensions musculaires existantes lorsque les muscles sont relâchés. À noter que le modèle M3 est le seul à assurer des activités musculaires concordantes avec l'angle de F/E du genou (cf. graphiques 5, 10, 15, 20 et 25).

Les moyennes maximales des amplitudes des composantes PA et PD des FCFT estimées lors de la marche par des modèles réductionnistes sont recensées dans la littérature (cf. tableau I) avec des valeurs comprises, respectivement, entre 0.20 (0.28) BW et 0.79 (0.21) BW et entre 1.70 BW et 3.86 (0.23) BW. Les moyennes maximales estimées

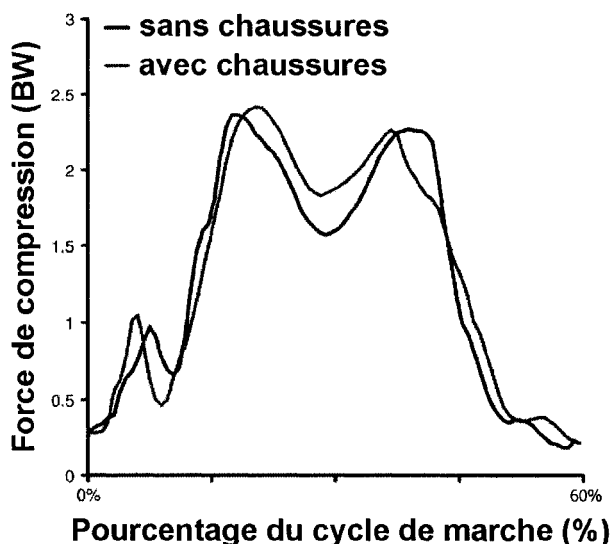
^bLa cocontraction correspond à l'activation simultanée de groupes musculaires agonistes et antagonistes

dans la présente étude sont comprises dans ces intervalles. Les résultats du modèle M1a sont comparables avec ceux de Costigan et al. (2002) car ils se basent sur les mêmes hypothèses, les mêmes données et ont des caractéristiques de population similaire. Il en est de même pour les résultats du modèle M3 et ceux de Devita et Hortobagyi (2001). Costigan et al. (2002) estime que la moyenne maximale de la force antérieure entre le fémur et le tibia est de 0.50 (0.16) BW tandis que le modèle M1a estime une moyenne maximale de 0.34 (0.03) BW. La moyenne maximale de la force distale du fémur contre le tibia estimée par Costigan et al. (2002) est de 3.70 BW tandis que le modèle M1a estime une force de 1.84 (0.45) BW. Devita et Hortobagyi (2001) ne recense que la composante AP des FCFT pour un groupe de participants similaire à celui analysé dans la présente étude. Devita et Hortobagyi (2001) estime une force antérieure maximale moyenne de 0.79 (0.21) BW tandis que le modèle M3 estime une force de 0.19 (0.03) BW. Il est difficile de donner la cause exacte de ces différences. On peut tout de même noter que Costigan et al. (2002), ainsi que Devita et Hortobagyi (2001) ont estimé les FCFT lors d'essais de marche sur corridor et non sur tapis roulant. De plus, Devita et Hortobagyi (2001) indiquent que leurs participants marchaient à une vitesse moyenne de 5.4 km/h alors que les participants de la présente étude marchaient à une vitesse moyenne de 4.0 km/h. Il faut aussi noter que Devita et Hortobagyi (2001) utilisaient des marqueurs apposés sur la peau et n'enregistraient leur mouvement que dans le plan sagittal.

Cette comparaison des amplitudes des FCFT permet seulement de s'assurer de la cohérence des moyennes maximales entre les études. Elle n'indique malheureusement pas que les patrons des différentes études ne sont pas similaires. En effet, une comparaison des patrons des FCFT illustrés dans la littérature (Morrison, 1968; Harrington, 1976; Li, 1992; Kuster et al., 1997; Devita et Hortobagyi, 2001; Messier et al., 2005a; Thambyah et al., 2005b) montre que chaque composante a deux ou trois sommets avec un sommet prédominant variant. Aucune étude recensée à ce jour ne fait état de ces différences. Ainsi, Kuster et al. (1997) présente une composante PD avec un seul sommet lors de la phase d'appui.

Li (1992), présente une composante PD des FCFT n'ayant pas de sommet lors de la phase de chargement. Les autres études recensées dans la littérature, ainsi que la présente étude, présentent toutes deux sommets situés dans la phase d'appui du cycle de marche. Il en est de même avec la composante PA des FCFT. Seul Devita et Hortobagyi (2001) ainsi que Messier et al. (2005a) présentent cette composante. Ces FCFT sont issues du modèle de Devita et Hortobagyi (2001), correspondant pour l'étude présente au modèle M3. Lors de la phase d'appui, Devita et Hortobagyi (2001) présentent une composante antérieure des FCFT jusqu'à 20% du cycle de marche pour ensuite devenir jusqu'à la fin de la phase d'appui une composante postérieure. Messier et al. (2005a), analysant les FCFT sur des populations plus âgées présentent une composante antérieure tout le long de la phase d'appui. Pour rappel, la présente étude estime que le fémur contraint postérieurement le tibia entre 0% et 35% du cycle de marche avant de devenir une contrainte antérieure. Ces comparaisons prouvent une fois de plus que l'estimation des FCFT est très sensible à la modélisation (nombre de muscles, données musculaires) mais aussi à la méthodologie utilisée pour enregistrer les données nécessaires (marqueurs, forces et moment au sol). L'incertitude du modèle M3 est faible avec les instruments de mesure utilisés du LIO (VICON, plateforme de force KISTLER dans un tapis roulant, exosquelette réduisant le mouvement artéfact de la peau) mais rien n'indique que ceci est encore vrai avec d'autres technologies (camera cinématographique, marqueur sur la peau, fréquence d'acquisition plus faible).

Si cette étude a montré que la modélisation du membre inférieur influençait grandement sur l'estimation des FCFT, elle ne permet pourtant pas de déterminer le modèle à utiliser pour des analyses futures. En effet, la mesure des FCFT sur des participants asymptomatiques lors d'une activité de marche n'est pas encore possible dû à des limitations technologiques. Cette incapacité entraîne donc l'impossibilité de valider les FCFT estimées par les différents modèles. Toutefois, D'Lima et al. (2006) ont récemment mesuré la compression du fémur sur le tibia en son centre de pression pour un participant effectuant une activité de marche (cf. graphique 34).



Graphique 34 Représentation de la compression fémoro-tibiale pour un participant lors de la phase d'appui d'une activité de marche sur corridor – adapté de D'Lima et al. (2006)

Cette prouesse, réalisée grâce à une prothèse de genou instrumentée, permet au moins de s'informer sur le patron de la composante PD des FCFT et sur son amplitude maximale. Les FCFT mesurées par D'Lima et al. (2006) sont le plus semblables aux résultats des modèles M2 et M3. On retrouve l'oscillation au début de la phase d'appui et les deux sommets dans la direction distale. La compression maximale mesurée est de 2.17 (0.20) BW tandis que la force distale maximale estimée est de 2.04 (0.54) BW pour le modèle M2 et de 2.79 (0.64) BW pour le modèle M3. Ces maximums, mesurés ou estimés, se situent tous dans le premier sommet. Toutefois, la position et la forme des sommets diffèrent. D'Lima et al. (2006) mesurent des sommets avec des amplitudes semblables se situant approximativement à 20% et 40% du cycle de marche alors que la présente étude situe ces sommets approximativement à 15% et 50% du cycle de marche. Pour s'assurer que ces différences sont dues à l'implantation de la prothèse instrumentée, il faudrait pouvoir estimer les FCFT sur ce participant avec les modèles développés dans la présente étude. Cette

comparaison permettrait ainsi de juger de la validité des FCFT estimées et permettrait aussi de sélectionner un modèle pour de futures analyses.

Les modèles développés dans la présente étude semblent estimer des FCFT avec des amplitudes et des patrons proches de ceux mesurés. Ainsi, les modèles se basant sur une méthode de réduction donnent des estimations des FCFT plus vraisemblables que celles estimées par des modèles se basant sur une méthode d'optimisation (cf. tableau I). Avec une méthode d'optimisation, les FCFT estimées pour une activité de marche varient entre 3.13 (0.17) BW (Taylor et al., 2004) et 6.90 BW (Glitsch et Baumann, 1997). Si ces modèles réductionnistes permettent d'estimer des FCFT proches de celles mesurées, il faut tout de même noter qu'ils ont de nombreuses limitations. En effet, ces modèles n'estiment que les FCFT dans le plan sagittal du repère tibial. Cette limitation est due principalement à la méthode utilisée pour estimer les forces musculaires. Les modèles développés dans cette étude se basent principalement sur l'angle de F/E du genou et sur la composante LM du moment inter-segmentaire de la cuisse sur la jambe exprimé dans le repère tibial. Le rayon d'action des modèles développés dans cette étude est aussi limité aux données musculaires recensées dans la littérature. Les données musculaires liées au genou sont seulement définies entre 0° et 90° de flexion du genou. Ainsi, il est impossible de déterminer les FCFT de participants ayant de l'hyper-extension au genou. Dans la présente étude, cinq participants ont donc dû être supprimés du groupe dû à un angle d'hyper-extension pouvant aller jusqu'à -10° pour certains lors de la fin de la phase d'appui. Cet angle est peut-être dû à un mauvais alignement des systèmes d'axes segmentaires lors du calibrage, mais il faut tout de même noter que les modèles ne peuvent pas estimer les FCFT pour des tâches nécessitant des angles de flexion du genou non compris entre 0° et 90°. Une autre limitation de ces modèles est l'estimation des FCFT au centre articulaire du genou et non aux points de contact. Il est possible de projeter ces forces sur un système d'axe anatomique tibial, mais cela ne permet pas de s'affranchir des moments générés par les FCFT. Les modèles développés dans cette étude négligent ce moment, mais rien n'indique

qu'il devrait et même au contraire. L'espace entre le centre articulaire et les plateaux tibiaux est approximativement de 34 mm (de Leva, 1996). Multiplié par une force de 220 N (approximativement la moyenne de $pMax1PA$), on obtient un moment de 7.48 Nm. Ce moment correspond approximativement à 30% du maximum de la composante LM du moment inter-segmentaire de la cuisse sur la jambe exprimé dans le repère tibial. Tout porte à croire que ce moment n'est pas négligeable. Il est donc possible que les FCFT estimées aux points de contact soient différentes de celles obtenues dans la présente étude.

Quelque soit le modèle utilisé dans cette étude, il est nécessaire de calculer les forces et les moments inter-segmentaires en un point que l'on nomme "centre articulaire". Cette représentation est une grosse limitation pour le genou car celui-ci se transforme ainsi en un liaison sphérique. En effet, le point proximal du segment distal (là où sont calculés les forces et les moments inter-segmentaires) devient le point distal du segment proximal, entraînant l'impossibilité d'une translation relative entre les deux segments. Cette modélisation ne correspond pas aux résultats de Pinskerova et al. (2004). Ceux-ci montrent grâce à un système d'imagerie à résonance magnétique que la flexion du fémur par rapport au tibia (avec ou sans mise en charge) entraîne dans le plan transverse un mouvement circulaire du condyle fémoral latéral avec un centre situé approximativement au centre du condyle fémoral médial.

Ces limitations ne sont cependant pas intrinsèques à la méthode de réduction, mais à la conception du modèle du membre inférieur. L'amélioration de la modélisation du membre inférieur permettrait de passer outre ces limitations. Morrison (1968) estimait des FCFT sur chaque composante du repère tibial grâce à une modélisation $2 \times 2D$. Ce modèle permettrait en plus d'estimer le déplacement du barycentre des FCFT sur l'axe ML du repère tibial. Toutefois, cette amélioration demande des informations musculaires et ligamentaires dans les plans frontal et sagittal. À ce jour, aucun ensemble de données musculo-ligamentaires basé sur la cinématique articulaire n'a été recensé. L'estimation des FCFT dans le plan sagittal et frontal grâce aux modèles développés dans cette étude demande-

rait donc l'utilisation de coordonnées représentant des origines et des insertions musculo-ligamentaires. Grâce à ces coordonnées, il devient possible de calculer les vecteurs directeurs unitaires des lignes d'action musculaires et ligamentaires ainsi que les bras de levier en découlant. Ces coordonnées permettraient de s'affranchir de la cinématique articulaire utilisée pour déterminer les bras de levier. Il serait donc possible d'estimer les FCFT pour les participants faisant de l'hyper-extension au genou. Il faut tout de même noter que les coordonnées recensées dans la littérature (Brand et al., 1982; White et al., 1989; Delp, 1990; Pierrynowski, 1995; Kepple et al., 1998; Klein Horsman et al., 2006) sont difficiles à appliquer à d'autres groupes de participants. En effet, ces données, obtenues sur des corps cadavériques, sont exprimées dans des repères locaux qu'il est parfois difficile de reconstruire dû à des points impossibles à palper (Kepple et al., 1998). Certains ensembles de données musculaires sont restrictifs dus à une représentation trop simplifiée des muscles, provoquant le croisement de ligne d'action (Kepple et al., 1994) ou l'intersection des muscles avec les os (Delp, 1990). Les transformations nécessaires pour adapter les coordonnées musculaires aux morphologies des participants analysés entraînent des résultats imprécis (Kepple et al., 1994; Duda et al., 1996). De plus, comme l'a montré Kepple et al. (1998), ces coordonnées sont significativement différentes pour des participants de sexe et de race différente. À ces problèmes de coordonnées musculo-ligamentaires s'ajoute encore la difficulté d'obtenir un centre articulaire représentatif du mouvement. Pierce et Li (2005) ont montré que la variation de la position du centre articulaire influe significativement sur les bras de levier musculaires et donc sur les forces musculaires en découlant. La littérature définit un bras de levier comme la perpendiculaire à la ligne d'action passant par le centre instantané de rotation (Pandy, 1999). Toutefois, ce centre instantané est souvent remplacé par un point fixe en tout temps, quelle que soit l'activité effectuée. Cette simplification, limitative pour l'articulation du genou, est souvent présenté comme un point au centre des condyles fémoraux. Toutefois, de récentes études *in vivo* (Pinskerova et al., 2000a, 2004; Freeman et Pinskerova, 2005) montrent que lors d'une flexion du genou ou lors d'un squat, ce centre articulaire du genou est situé vers le condyle fémoral médial. Il

y a donc toutes les raisons de penser que le centre articulaire du genou lors de la marche n'est pas au centre des condyles. Malgré les précédentes études présentant les imprécisions obtenues lors de l'utilisation de coordonnées musculaires, il n'en reste pas moins que ce sont les données les plus utilisées pour estimer les forces musculaires. Le nombre d'études analysant ces coordonnées et leurs effets montre bien l'intérêt de la communauté scientifique à déterminer des données musculo-ligamentaires adaptées à la morphologie des participants sans devoir passer systématiquement par une personnalisation géométrique. La personnalisation des informations musculo-squelettiques est sûrement la manière la plus précise, mais les coûts associés sont encore trop élevés.

L'utilisation des coordonnées musculaires permettrait d'augmenter le nombre de muscles tout en restant avec un problème ayant une solution unique. En effet, une des améliorations du modèle M3 serait d'intégrer le muscle du droit du fémur comme le propose Ellis et al. (1984). L'ajout de ce muscle couplé à un modèle fémoro-patellaire (van Eijden et al., 1986) permettrait de raffiner l'estimation des FCFT. Cette amélioration permettrait de supprimer les effets des contacts fémoro-patellaires sur les composantes des forces et des moments inter-segmentaires de la cuisse sur la jambe.

Comme il a été mentionné auparavant la connaissance de la position et du déplacement des points de contact fémoro-tibiaux permettrait d'estimer les FCFT en ces points et non au centre articulaire du genou. La mesure du déplacement des points de contact fémoro-tibiaux, ou de leur centre de pression, est déjà recensée dans la littérature par des études *in vitro* (Draganich et al., 1987; O'Connor et al., 1989; Kaufman et al., 1996; Harris et al., 1999; Iwaki et al., 2000; Thambyah et al., 2005a; D'Lima et al., 2005; Walker et al., 2006) et des études *in vivo* (Taylor et al., 1998; Hoff et al., 1998; Morris et al., 2001; Taylor et Walker, 2001; Wretenberg et al., 2002; Komistek et al., 2003; DeFrate et al., 2004; Patel et al., 2004; von Eisenhart-Rothe et al., 2004; Li et al., 2006; D'Lima et al., 2006). Si les études *in vitro* permettent en plus de mesurer l'amplitude et l'orientation des FCFT, il faut tout de même noter que ces études n'utilisent pas ou utilisent incorrectement la

contribution musculaire. Les résultats présentés dans ces études sont donc limités et même invalides lorsque les FCFT veulent être déterminées pour des tâches complexes telles que la marche. Les études *in vivo* permettent de pallier ce problème de contribution musculaire, mais elles sont encore très exploratoires et beaucoup trop effractive, nécessitant dans certains cas des systèmes fluoroscopiques ou des prothèses instrumentées.

L'utilisation des points de contact et leur déplacement est inconciliable avec une articulation du genou modélisé comme une liaison sphérique. De plus, le centre de cette liaison est encore mal défini. Certains se base sur la palpation des condyles fémoraux avec des flexion du genou (Hagemeister et al., 2005), tandis que d'autres utilisent des modalités d'imageries (Martelli et Pinskerova, 2002). Aucune étude connue par l'auteur ne quantifie l'équivalence ou la dissemblance de ces méthodes. Afin de s'affranchir de ce centre articulaire virtuel et de pouvoir modéliser l'articulation du genou comme une articulation à 6 degrés de liberté, la littérature propose d'utiliser le méthode de Kane dérivant du principe de d'Alembert (Amirouche, 2005). Cette méthode est déjà utilisé par Komistek et al. (2005) pour estimer les FCFT. Cependant, la description de ce modèle est vague quant au nombre de muscles modélisé utilisé et présente la méthode de Kane adapté au membre inférieur. L'utilisation de la méthode de Kane nécessite de connaître les insertion et les origines musculo-ligamentaire et le mouvement des os.

Une autre amélioration des modèles de cette étude serait de s'appuyer sur une modélisation générique (Zajac et al., 2002, 2003) permettant de se dissocier de l'articulation analysée. Cette méthode met en avant le fait que l'activation d'un muscle (mono-articulaire ou bi-articulaire) affecte la puissance mécanique de chaque segment du corps humain. Cette hypothèse implique cependant de devoir modéliser l'ensemble du corps humain (membres inférieurs, tronc, membres supérieurs et tête).

Si de nombreux points sont améliorables dans la formulation et le formalisme de la modélisation musculo-squelettique, il reste toutefois le problème de l'activité musculaire. En

effet, le problème majeur n'est pas d'ordre méthodologique, mais plutôt de l'ordre de la compréhension due à une connaissance très limitée du système nerveux central et système nerveux périphérique. Cette méconnaissance entraîne une limitation dans la modélisation musculo-ligamento-électrique du corps humain et donc dans la détermination des FCFT. La méthode de réduction doit donc limiter le nombre de muscles et de ligaments modélisés dans les articulations fémoro-tibiales tout en devant ajouter des artifices tels que les tests conditionnels sur le signe des moments inter-segmentaires. La méthode d'optimisation contourne la restriction du nombre d'inconnue, mais l'utilisation de certains critères d'optimisations non physiologiques entraîne d'autres problèmes bien plus complexes tels que l'activation inadéquate de groupes musculaires, l'impossibilité d'activer les muscles antagonistes ou encore la sur-estimation des FCFT (Collins, 1995; Glitsch et Baumann, 1997; Zajac et al., 2002; Forster, 2003).

Considérant les limitations d'une méthode d'optimisation et surtout en tenant compte des résultats du modèle M3, il paraît plus intéressant d'améliorer ce dernier en vue d'une future utilisation clinique. Ce type d'évaluation permettrait d'améliorer les connaissances de la biomécanique du genou et d'établir les principales différences entre une population asymptomatique et pathologique.

CONCLUSION

Cette étude a quantifié l'influence de la modélisation réductionniste du membre inférieur sur l'estimation des forces de contact fémoro-tibiales (FCFT) lors d'une activité de marche sur tapis roulant. Cette étude a vu le jour en réponse au besoin du Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) de pouvoir estimer les FCFT lors d'une tâche de marche, mais aussi en constatant que la littérature recensait trois modélisations réductionnistes du membre inférieur pour estimer les FCFT lors d'une activité de marche sans toutefois les comparer. La présente étude a donc développé les outils nécessaires pour estimer les FCFT à partir des données enregistrées lors d'essais de marche effectués au LIO. L'estimation des FCFT au LIO par un modèle réductionniste nécessite principalement de passer par les étapes suivantes :

- a. exploiter les informations tridimensionnelles et analogiques stocker dans des fichiers binaires C3D obtenus lors d'une activité de marche ;
- b. transformer les données tridimensionnelles pour déterminer les positions des centres articulaires (cheville, genou, hanche) et les orientations des segments (pied, jambe, cuisse, bassin) dans le repère global
- c. transformer les données analogiques pour déterminer le torseur d'action du pied sur le sol dans le repère global ;
- d. déterminer les données anthropométriques du pied, de la jambe et de la cuisse ;
- e. adapter les données précédemment calculées pour utiliser les algorithmes déterminant les torseurs des actions inter-segmentaires ;
- f. calculer les angles de flexion/extension des articulations du membre inférieur ;
- g. calculer les amplitudes des forces musculaires ;
- h. déterminer les composantes des FCFT.

Les trois modèles réductionnistes recensés dans la littérature utilisent des données musculaires (longueur des bras de levier musculaires et angle des lignes d'action musculaires) différentes, un nombre de muscles différent et un contrôle de l'activité musculaire différent. La présente étude a donc développé cinq modélisations pour cibler les paramètres musculo-squelettiques influençant significativement l'estimation des FCFT lors de la marche. De plus, afin de s'assurer de la fiabilité des résultats, cette étude a aussi déterminé l'incertitude liée au résultat de chaque modèle.

Les résultats de cette étude ont montré que les données musculaires (longueur des bras de levier musculaires et angle des lignes d'action musculaires), l'ajout de la contrainte des gastrocnémiens sur le tibia et le contrôle de l'activité musculaire influaient significativement sur l'estimation des FCFT lors de la marche. La comparaison des données obtenues dans cette étude avec celles recensées dans la littérature met en évidence les lacunes des modèles ne prenant pas en compte les gastrocnémiens ou ne modélisant pas le phénomène de cocontraction.

Si cette étude recommande l'utilisation d'un modèle basé sur les hypothèses de Devita et Hortobagyi (2001), elle ne peut encore s'assurer de la validité de ses résultats dus au manque de FCFT mesurées. La validation de ce modèle passe par l'estimation des FCFT sur un participant ayant une prothèse totale de genou instrumentée. Ainsi, la comparaison de l'estimation et de la mesure des FCFT obtenues pour un même participant permettra de juger de la similarité de leurs amplitudes et de leurs patrons. Cette validation permettra aussi de quantifier le bénéfice des améliorations apportées à la modélisation du membre inférieur. Par exemple, une telle quantification permettrait de savoir si la détermination des points de contact fémoro-tibiaux lors de la marche serait un gain conséquent par rapport au temps de traitement nécessaire.

En plus d'avoir déterminé les effets de la modélisation réductionniste du membre inférieur sur l'estimation des FCFT, cette étude a fourni tous les outils nécessaires pour dé-

terminer les FCFT lors d'essais de marche effectués au LIO. Ainsi, il devient trivial de déterminer les FCFT pour n'importe quel groupe de participants, asymptomatiques ou pathologiques, et d'analyser leurs résultats. Ce type d'analyse sur des paramètres internes, permettrait peut être de mieux comprendre la dégénérescence du cartilage dans les articulations fémoro-tibiales. En fait, cette analyse est déjà en cours grâce aux banques de données du LIO contenant des groupes de participants asymptomatique et gonarthrosique ayant des informations morphométriques similaires. La littérature recense déjà une telle étude comparative (Messier et al., 2005a). Toutefois, l'auteur ainsi que les collaborateurs de la présente étude pensent que les résultats pourraient être améliorés en utilisant l'exosquelette développé au LIO et non des marqueurs sur la peau, qui, on le sait très bien, entraînent de nombreux mouvements artéfacts (Della Croce, 2006). Cette nouvelle étude permettrait ainsi de distinguer le comportement dynamique de patients atteints de gonarthrose par rapport à un groupe asymptomatique.

La détermination des FCFT a débuté en 1968 grâce aux travaux de Morrison (1968, 1969, 1970). Quarante ans plus tard, les FCFT sont des paramètres biomécaniques encore peu connus, nécessitant encore de nombreuses étapes pour pouvoir les estimer ou les mesurer de façon précise et vraisemblable pour ne pas dire réaliste. À l'heure actuelle, un modèle réductionniste permettant d'estimer des FCFT en trois dimensions avec le déplacement du barycentre de ces forces semble prometteur. En effet, la présente étude suppose qu'un tel modèle, utilisé avec des systèmes d'acquisition précis, permettra d'améliorer la différenciation des populations, qu'elles soient asymptomatiques ou ayant des pathologies liées aux articulations fémoro-tibiales.

ANNEXE 1

Caractéristiques des participants de l'étude inter-juge

Tableau IX
Caractéristiques des participants de l'étude inter-juge

Code	Sexe	Âge	Taille	Masse^a	Vitesse de marche	
		(ans)	(m)	(kg)	(km/h)	(m/s)
SUJET01	H	25	1.72	66.8	4.4	1.2
SUJET02	F	33	1.57	53.8	3.3	0.9
SUJET03	H	27	1.82	69.4	4.1	1.1
SUJET04	H	28	1.67	58.4	4.1	1.1
SUJET05	F	24	1.59	51.8	3.8	1.1
SUJET06	H	24	1.85	81.8	4.4	1.2
SUJET07	H	24	1.75	71.4	4.2	1.2
SUJET08	F	29	1.74	71.4	4.4	1.2
SUJET09	H	29	1.7	92.0	3.8	1.1
SUJET10	F	25	1.74	69.2	4.2	1.2
SUJET11	H	25	1.72	68.7	4.3	1.2
SUJET12	F	25	1.61	83.1	3.7	1.0
SUJET13	H	24	1.76	103.8	4.2	1.2
SUJET14	H	34	1.82	97.1	4.1	1.1
SUJET15	F	36	1.70	65.9	4.0	1.1

^aLa masse de chaque participant est basée sur une mesure en newton, effectuée sur le tapis roulant instrumenté ADAL (Tecmachine, Medical Development, France) lors d'une acquisition VICON de cinq secondes en position fixe.

ANNEXE 2

Suppression de la dérive dans les plateformes de forces durant la marche

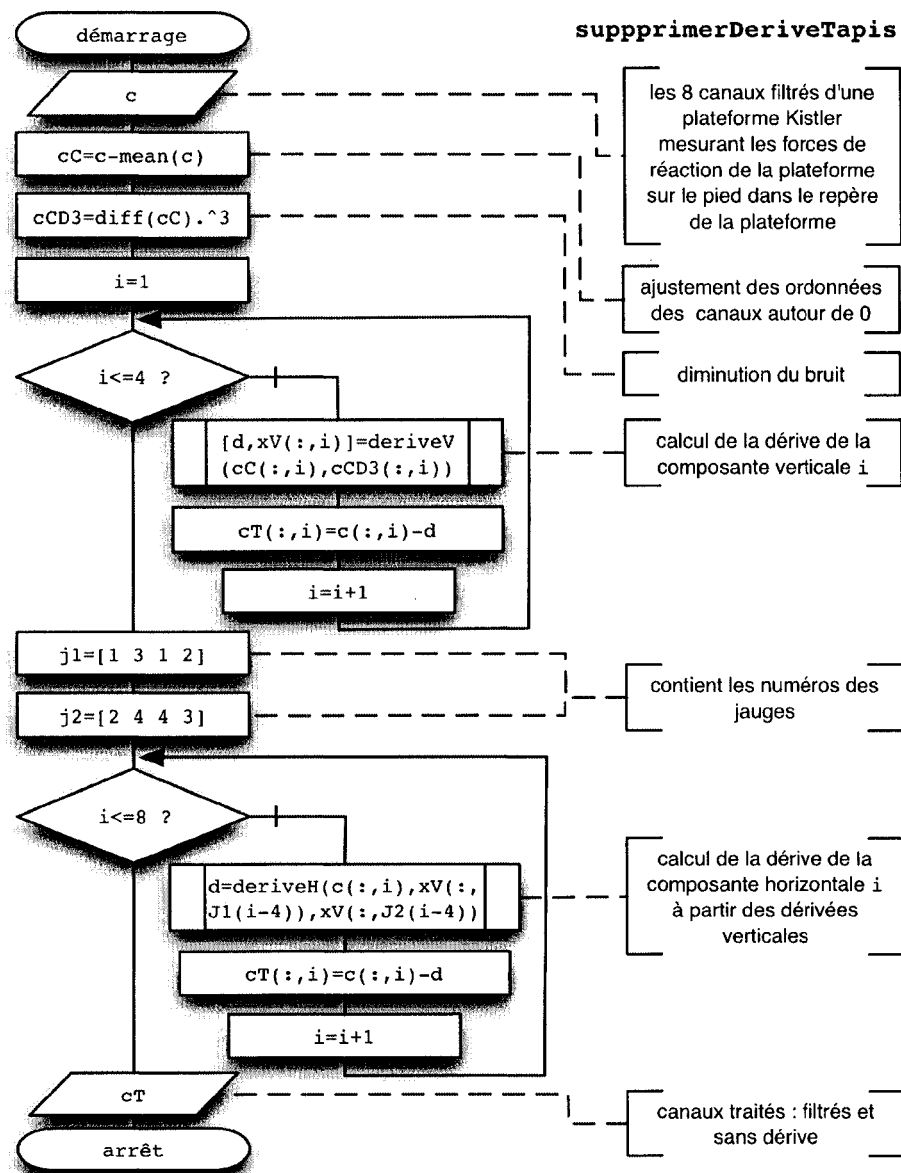


Figure 23 Organigramme de la suppression des dérives dans les jauges de contrainte incluses dans une bande du tapis roulant

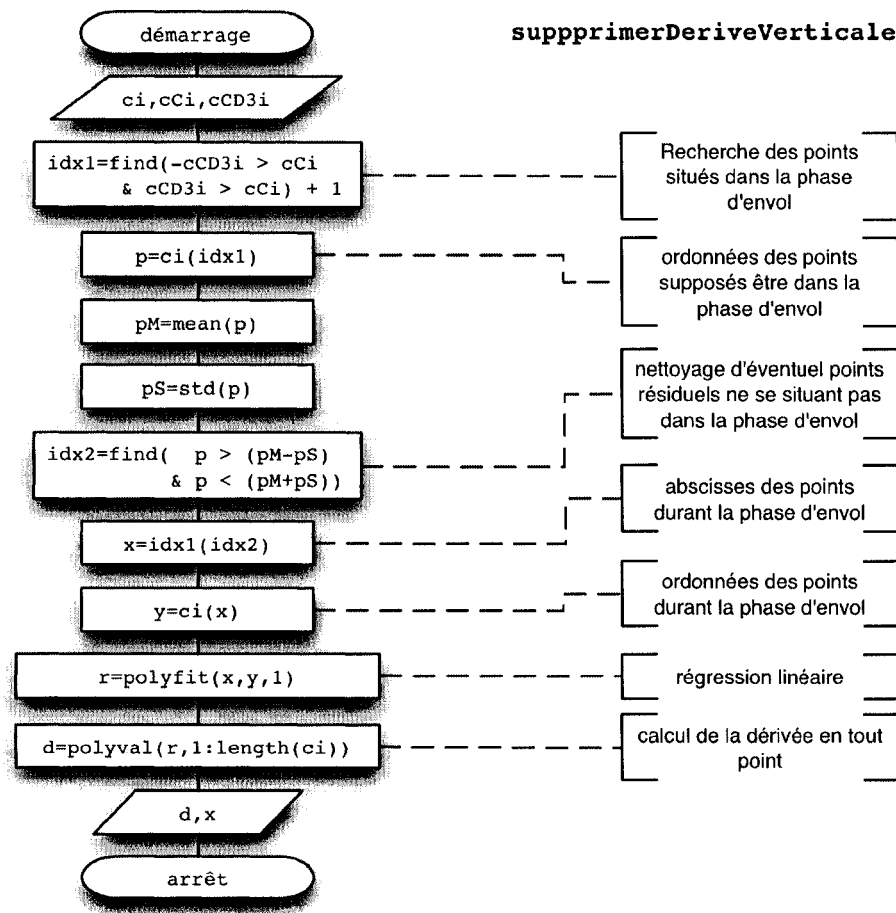


Figure 24 Organigramme de la sous-fonction déterminant la dérive des composantes verticales

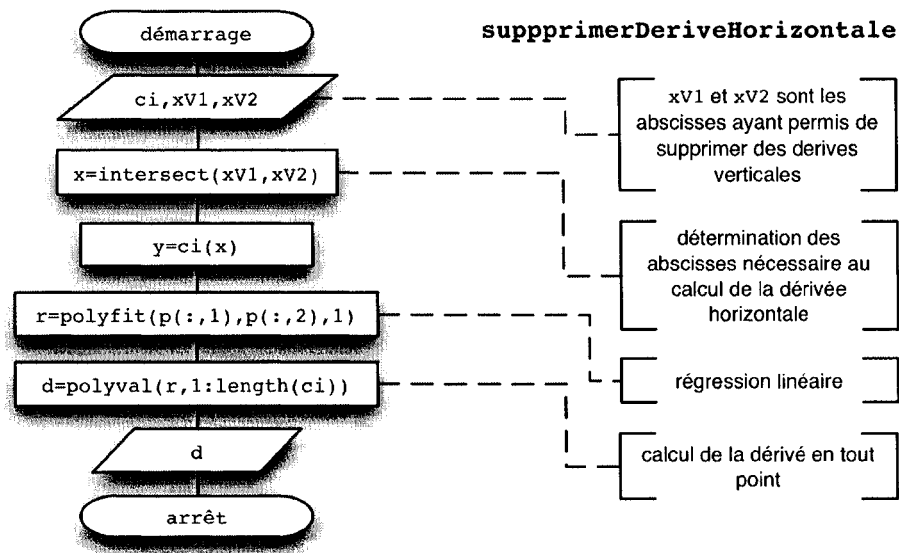


Figure 25 Organigramme de la sous-fonction déterminant la dérive des composantes horizontales

ANNEXE 3

Organigramme de l'adaptation des données nécessaires au calcul des torseurs inter-segmentaires

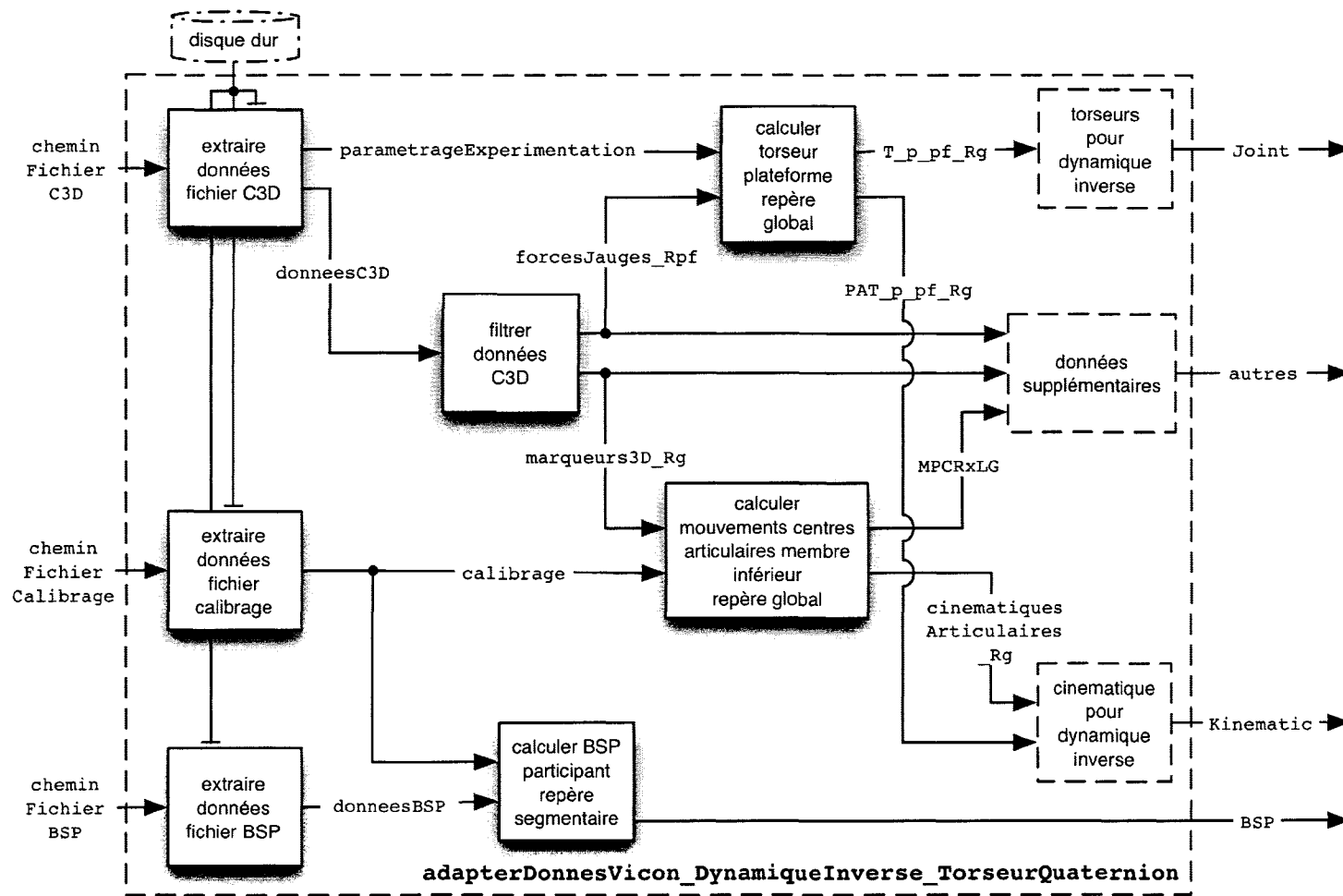


Figure 26 Organigramme de l'adaptation des données nécessaires au calcul des torseurs inter-segmentaires

ANNEXE 4

**Paramètres des équations de regressions polynomiales obtenues pour les données de
Devita et Hortobagyi (2001) – I**

Tableau X

Bras de levier et angles utilisés par les modèle M1c, M2 et M3

	Coefficients polynomiaux											Résiduel		
	a_{10}	a_9	a_8	a_7	a_6	a_5	a_4	a_3	a_2	a_1	a_0	r	μ_1	μ_2
<i>bras de levier (m)</i>														
b_{I_h}	$-1.5 \cdot 10^{-5}$	-0.00013	$3.9 \cdot 10^{-5}$	0.0012	0.00044	-0.0039	-0.0016	0.0052	-0.011	0.0043	0.074	0.00039	30	35
b_{GF_h}	$-8.9 \cdot 10^{-5}$	0.00019	0.00048	-0.0013	-0.0002	0.0027	-0.0024	0.00069	-0.003	-0.017	0.069	0.00044	30	35
b_{I_g}	0.00024	-0.00013	-0.002	0.00074	0.0065	-0.00056	-0.0087	-0.0038	0.0027	0.0059	0.033	0.00045	45	26
b_{LR_g}	$-1.2 \cdot 10^{-5}$	-0.00023	$4.1 \cdot 10^{-5}$	0.0012	0.00092	-0.0023	-0.0039	0.0042	0.00064	-0.0058	0.038	0.00094	45	26
b_{G_g}	$3.7 \cdot 10^{-5}$	$-2.4 \cdot 10^{-5}$	-0.0003	0.00018	0.0009	-0.00043	-0.0012	$-5.6 \cdot 10^{-5}$	0.0017	-0.0021	0.017	0.00027	45	26
b_{G_c}	$-2 \cdot 10^{-5}$	$1.2 \cdot 10^{-5}$	0.00016	$-5.5 \cdot 10^{-5}$	-0.00047	$-1.4 \cdot 10^{-5}$	0.00076	0.00049	-0.0026	-0.00095	0.053	0.00018	5	15
<i>angle des lignes d'action (°)</i>														
θ_{PT}	0.0089	-0.048	-0.099	0.32	0.35	-0.4	-0.33	-0.93	-1.4	-5.7	9.9	0.069	45	26

Les coefficients $a_{10} \dots a_0$ sont les coefficients d'une équation polynomiale d'ordre 10 : $f(\hat{x}) = a_{10} \cdot \hat{x}^{10} + a_9 \cdot \hat{x}^9 + \dots + a_1 \cdot \hat{x} + a_0$.

La variable \hat{x} correspond à un centrage et à un redimensionnement des abscisses : $\hat{x} = (x - \mu_1)/\mu_2$.

Les paramètres μ_1 et μ_2 correspondent à la moyenne et à l'écart-type des abscisses.

ANNEXE 5

**Paramètres des équations de regressions polynomiales obtenues pour les données de
Smidt (1973)**

Tableau XI

Bras de levier et angles utilisés pour le calcul de l'incertitude des résultats estimés par le modèle M1a

Paramètres	Coefficients polynomiaux				Résiduel
	a_3	a_2	a_1	a_0	r
<i>bras de levier (m)</i>					
b_{I_g}	-0.0026	-0.0190	0.0366	0.0252	$7.5 \cdot 10^{-4}$
b_{LR_g}	0.0034	-0.0225	0.0247	0.0417	$6.53 \cdot 10^{-4}$
<i>angle des lignes d'action (radian)</i>					
θ_{PT}	0.0771	-0.3379	0.1379	0.3324	$8.6 \cdot 10^{-3}$

Les coefficients $a_3 \dots a_0$ sont les coefficients d'une équation polynomiale d'ordre 3 :

$$f(x) = a_3 \cdot x^3 + a_2 \cdot x^2 + a_1 \cdot x + a_0.$$

ANNEXE 6

**Paramètres des équations de regressions polynomiales obtenues pour les données de
Devita et Hortobagyi (2001) – II**

Tableau XII

Bras de levier et angles utilisés par le calcul de l'incertitude des résultats déterminés par les modèles M1c, M2 et M3

	Coefficients polynomiaux											Résiduel	μ_1 μ_2	
	a_{10}	a_9	a_8	a_7	a_6	a_5	a_4	a_3	a_2	a_1	a_0	r		
bras de levier (m)														
b_{I_h}	-0.15	-1.34	0.39	12.00	4.40	-39.00	-16.00	52.00	-112.00	43.00	745.00	3.88	0.5236	0.6122
b_{GF_h}	-0.89	1.91	4.77	-13.00	-1.99	27.00	-24.00	6.86	-30.00	-165.00	688.00	4.38	0.5236	0.6122
b_{I_g}	2.35	-1.31	-20.00	7.40	65.00	-5.63	-87.00	-38.00	27.00	59.00	335.00	4.45	0.7854	0.4610
b_{LR_g}	-0.12	-2.31	0.41	12.00	9.24	-23.00	-39.00	42.00	6.35	-58.00	378.00	9.41	0.7854	0.4610
b_{G_g}	0.38	-0.24	-3.02	1.81	8.97	-4.32	-12.20	-0.57	17.40	-20.90	173.00	2.73	0.7854	0.4610
b_{G_c}	-0.20	0.12	1.61	-0.55	-4.71	-0.14	7.62	4.92	-25.5	-94.7	528.00	1.80	0.0873	0.2595
angle des lignes d'action (radians)														
θ_{PT}	1.55	-8.45	-17.00	55.00	61.00	-71.00	-58.00	-162.00	-241.00	-996.00	1732.00	12.00	0.7854	0.4610

Il est très important de noter que les coefficients $a_{10} \dots a_0$ ainsi que le résiduel r sont écrit en dix-millième (10^{-4}).

Les coefficients $a_{10} \dots a_0$ sont les coefficients d'une équation polynomiale d'ordre 10 : $f(\hat{x}) = a_{10} \cdot 10^{-4} \cdot \hat{x}^{10} + a_9 \cdot 10^{-4} \cdot \hat{x}^9 + \dots + a_1 \cdot 10^{-4} \cdot \hat{x} + a_0 \cdot 10^{-4}$.

La variable \hat{x} correspond à un centrage et à un redimensionnement des abscisses : $\hat{x} = (x - \mu_1)/\mu_2$.

Les paramètres μ_1 et μ_2 correspondent à la moyenne et à l'écart-type des abscisses.

ANNEXE 7

**Sommets postéro-antérieures et proximo-distales moyens pour chaque modèle et
chaque participant**

Tableau XIII

Sommets postérieur et antérieur moyens pour chaque modèle et chaque participant

Code	Cycle de marche (%)					Amplitude AP des FCFT (BW)				
	M1a	M1b	M1c	M2	M3	M1a	M1b	M1c	M2	M3
<i>pMin1PA : sommet postérieur (10–20% du cycle de marche)</i>										
SUJET02	12.67	9.07	11.80	11.80	17.33	−0.18	−0.10	−0.18	−0.17	−0.12
SUJET04	15.80	12.20	13.13	13.53	12.33	−0.28	−0.16	−0.26	−0.26	−0.23
SUJET06	14.33	11.73	13.67	13.47	10.67	−0.28	−0.15	−0.25	−0.25	−0.16
SUJET07	18.00	16.53	17.60	17.60	18.93	−0.37	−0.17	−0.33	−0.33	−0.29
SUJET10	16.40	15.47	17.87	16.53	18.60	−0.24	−0.15	−0.26	−0.26	−0.27
SUJET12	10.47	9.60	10.40	10.20	9.87	−0.08	−0.05	−0.09	−0.08	−0.11
SUJET14	17.33	15.73	18.53	18.53	14.40	−0.08	−0.06	−0.10	−0.10	−0.18
<i>pMax1PA : sommet antérieur (45–55% du cycle de marche)</i>										
SUJET02	53.73	49.07	53.93	54.87	51.93	0.34	0.56	0.33	0.28	0.23
SUJET04	48.67	45.53	49.27	50.07	47.80	0.32	0.45	0.31	0.32	0.18
SUJET06	50.27	47.67	50.53	55.20	52.93	0.41	0.77	0.41	0.26	0.19
SUJET07	53.93	50.67	54.00	55.33	51.73	0.34	0.58	0.34	0.29	0.22
SUJET10	50.93	47.27	51.27	51.60	47.53	0.30	0.42	0.31	0.27	0.13
SUJET12	55.07	50.87	55.20	57.40	54.53	0.33	0.57	0.33	0.23	0.18
SUJET14	51.00	47.33	51.80	53.53	48.00	0.35	0.54	0.35	0.32	0.19

Tableau XIV

Sommets distals moyens pour chaque modèle et chaque participant

Code	Cycle de marche (%)					Amplitude PD des FCFT (BW)				
	M1a	M1b	M1c	M2	M3	M1a	M1b	M1c	M2	M3
<i>pMax1PD : sommet distale (15–25% du cycle de marche)</i>										
SUJET02	17.67	17.67	18.07	17.60	14.13	1.71	1.67	1.95	1.93	2.37
SUJET04	17.87	18.00	17.20	17.80	17.00	2.05	1.98	2.22	2.19	2.72
SUJET06	17.00	16.40	17.07	17.00	16.27	2.29	2.26	2.58	2.57	4.03
SUJET07	19.40	19.33	19.40	19.40	17.47	2.44	2.35	2.81	2.81	3.19
SUJET10	18.20	18.13	19.00	18.67	16.13	1.76	1.74	1.99	2.01	2.37
SUJET12	18.33	18.80	18.33	18.27	15.87	1.40	1.36	1.50	1.48	2.65
SUJET14	20.07	19.80	20.07	20.07	14.27	1.21	1.19	1.32	1.32	2.18
<i>pMax2PD : sommet distale (45–55% du cycle de marche)</i>										
SUJET02	47.80	47.07	47.67	47.27	48.13	1.99	3.09	1.84	2.09	2.00
SUJET04	44.47	44.40	44.67	44.47	52.87	1.33	1.84	1.42	1.55	2.06
SUJET06	46.40	45.87	46.40	46.20	47.40	2.11	3.28	2.04	2.41	2.24
SUJET07	49.53	49.20	49.80	49.80	54.93	2.01	3.01	1.83	2.08	2.13
SUJET10	46.07	45.47	46.27	46.33	52.87	1.62	2.27	1.52	1.69	2.43
SUJET12	48.80	48.07	48.73	48.87	48.87	1.92	2.92	1.77	2.00	1.91
SUJET14	46.40	46.20	46.40	46.40	53.53	1.70	2.44	1.62	1.82	2.29
<i>pMin1PD : minimum entre 25% et 45% du cycle de marche</i>										
SUJET02	32.27	32.13	32.67	32.47	35.27	0.83	0.83	0.84	0.84	1.17
SUJET04	36.60	35.87	34.40	35.33	36.67	0.87	0.88	0.84	0.87	1.40
SUJET06	30.20	29.13	30.20	29.67	36.27	0.77	0.79	0.77	0.80	1.27
SUJET07	40.60	40.53	40.73	40.67	42.47	0.85	0.86	0.86	0.86	1.57
SUJET10	33.47	34.27	34.73	34.20	34.20	0.78	0.79	0.79	0.79	1.11
SUJET12	26.20	25.33	26.20	25.60	32.80	0.97	1.00	0.97	0.98	1.27
SUJET14	28.73	28.33	29.40	28.73	30.27	0.86	0.86	0.86	0.86	1.11

BIBLIOGRAPHIE

- Abdel-Rahman, E. M. et Hefzy, M. S. (1998). Three-dimensional dynamic behaviour of the human knee joint under impact loading. *Med Eng Phys*, 20(4) :276–90.
- Alkjaer, T., Simonsen, E. B., et Dyhre-Poulsen, P. (2001). Comparison of inverse dynamics calculated by two- and three-dimensional models during walking. *Gait Posture*, 13(2) :73–7.
- Allard, P., Lachance, R., Aissaoui, R., et Duhaime, M. (1996). Simultaneous bilateral 3-d able-bodied gait. *Human Movement Science*, 15(3) :327–346.
- Amirouche, F. (2005). *Fundamentals Of Multibody Dynamics. Theory And Applications*. Birkhäuser Boston, première édition.
- Anderson, F. C. et Pandy, M. G. (2001). Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *J Biomech*, 34(2) :153–61.
- Anderst, W. J. et Tashman, S. (2003). A method to estimate in vivo dynamic articular surface interaction. *J Biomech*, 36(9) :1291–9.
- Andriacchi, T. P. et Alexander, E. J. (2000). Studies of human locomotion : past, present and future. *J Biomech*, 33(10) :1217–24.
- Apkarian, J., Naumann, S., et Cairns, B. (1989). A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb. *J Biomech*, 22(2) :143–55.
- Baltzopoulos, V. (1995). Muscular and tibiofemoral joint forces during isokinetic concentric knee extension. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 10(4) :208–214.
- Blankevoort, L., Kuiper, J. H., Huijskes, R., et Grootenboer, H. J. (1991). Articular contact in a three-dimensional model of the knee. *J Biomech*, 24(11) :1019–31.
- Brand, R. A., Crowninshield, R. D., Wittstock, C. E., Pedersen, D. R., Clark, C. R., et van Krieken, F. M. (1982). A model of lower extremity muscular anatomy. *J Biomech Eng*, 104(4) :304–10.
- Brinckmann, P., Frobin, W., et Leivseth, G. (2002). *Musculoskeletal Biomechanics*, chapitre 10, pages 85–104. Thieme, Stuttgart.
- Bull, A. M. et Amis, A. A. (1998). Knee joint motion : description and measurement. *Proc Inst Mech Eng [H]*, 212(5) :357–72.

- Carter, D. R., Beaupre, G. S., Giori, N. J., et Helms, J. A. (1998). Mechanobiology of skeletal regeneration. *Clin Orthop Relat Res*, (355 Suppl) :S41–55.
- Caruntu, D. I. et Hefzy, M. S. (2004). 3-d anatomically based dynamic modeling of the human knee to include tibio-femoral and patello-femoral joints. *J Biomech Eng*, 126(1) :44–53.
- Chou, J. (1992). Quaternion kinematic and dynamic differential equations. *IEEE Trans. Robots*, 8(1) :53–64.
- Chow, J. W. (1999). Knee joint forces during isokinetic knee extensions : a case study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(5) :329–38.
- Claes, L. E., Heigele, C. A., Neidlinger-Wilke, C., Kaspar, D., Seidl, W., Margevicius, K. J., et Augat, P. (1998). Effects of mechanical factors on the fracture healing process. *Clin Orthop Relat Res*, (355 Suppl) :S132–47.
- Coleman, H. W. et Steele, W. G. J. (1989). *Experimentation and Uncertainty Analysis for Engineers*. John Wiley & Sons Canada, Ltd., première édition.
- Collins, J. J. (1995). The redundant nature of locomotor optimization laws. *J Biomech*, 28(3) :251–67.
- Cooper, R. A., Boninger, M. L., VanSickle, D. P., Robertson, R. N., et Shimada, S. D. (1997). Uncertainty analysis for wheelchair propulsion dynamics. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on [see also IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation]*, 5(2) :130–139.
- Costigan, P. A., Deluzio, K. J., et Wyss, U. P. (2002). Knee and hip kinetics during normal stair climbing. *Gait Posture*, 16(1) :31–7.
- de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky–Seluyanov’s segment inertia parameters. *J Biomech*, 29(9) :1223–30.
- DeFrate, L. E., Sun, H., Gill, T. J., Rubash, H. E., et Li, G. (2004). In vivo tibiofemoral contact analysis using 3d mri-based knee models. *J Biomech*, 37(10) :1499–504.
- Della Croce, U. (2006). Soft tissue artifacts in human movement analysis. Dans *Ninth international Symposium On the 3-D Analysis of Human Movement*. Valenciennes, France.
- Delp, S. L. (1990). *Surgery simulation : A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb*. PhD thesis, Stanford university.

- Devita, P. et Hortobagyi, T. (2001). Functional knee brace alters predicted knee muscle and joint forces in people with acl reconstruction during walking. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(4) :297 – 311.
- D’Lima, D. D., Patil, S., Steklov, N., Slamin, J. E., et Colwell, C. W. J. (2006). Tibial forces measured in vivo after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 21(2) :255–62.
- D’Lima, D. D., Townsend, C. P., Arms, S. W., Morris, B. A., et Colwell, C. W. J. (2005). An implantable telemetry device to measure intra-articular tibial forces. *J Biomech*, 38(2) :299–304.
- Draganich, L. F., Andriacchi, T. P., et Andersson, G. B. (1987). Interaction between intrinsic knee mechanics and the knee extensor mechanism. *J Orthop Res*, 5(4) :539–47.
- Duda, G. N., Brand, D., Freitag, S., Lierse, W., et Schneider, E. (1996). Variability of femoral muscle attachments. *J Biomech*, 29(9) :1185–90.
- Dufour, M. et Pillu, M. (2005). *Biomécanique fonctionnelle*, chapitres 5-7, pages 117–287. Masson.
- Dumas, R., Aissaoui, R., et de Guise, J. A. (2004). A 3d generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 7(3) :159–66.
- Dumas, R., Aissaoui, R., Mitton, D., Skalli, W., et de Guise, J. A. (2005). Personalized body segment parameters from biplanar low-dose radiography. *IEEE Trans Biomed Eng*, 52(10) :1756–63.
- Ellis, M. I., Seedhom, B. B., et Wright, V. (1984). Forces in the knee joint whilst rising from a seated position. *J Biomed Eng*, 6(2) :113–20.
- Ericson, M. O. et Nisell, R. (1986). Tibiofemoral joint forces during ergometer cycling. *Am J Sports Med*, 14(4) :285–90.
- Forster, E. (2003). *Predicting Muscle Forces in the Human Limb during Locomotion*. PhD thesis, Universität Ulm.
- Freeman, M. A. R. et Pinskerova, V. (2005). The movement of the normal tibio-femoral joint. *J Biomech*, 38(2) :197–208.
- Frost, H. M. (1999). Why do bone strength and "mass" in aging adults become unresponsive to vigorous exercise ? insights of the utah paradigm. *J Bone Miner Metab*, 17(2) :90–7.

- Ganjikia, S., Duval, N., Yahia, L., et de Guise, J. (2000). Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study. *Knee*, 7(4) :221–231.
- Glitsch, U. et Baumann, W. (1997). The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *J Biomech*, 30(11-12) :1123–31.
- Grood, E. S. et Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions : application to the knee. *J Biomech Eng*, 105(2) :136–44.
- Hagemeister, N., Parent, G., Van de Putte, M., St-Onge, N., Duval, N., et de Guise, J. (2005). A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics. *J Biomech*, 38(9) :1926–31.
- Harrington, I. J. (1976). A bioengineering analysis of force actions at the knee in normal and pathological gait. *Biomed Eng*, 11(5) :167–72.
- Harrington, I. J. (1983). Static and dynamic loading patterns in knee joints with deformities. *J Bone Joint Surg Am*, 65(2) :247–59.
- Harris, M. L., Morberg, P., Bruce, W. J., et Walsh, W. R. (1999). An improved method for measuring tibiofemoral contact areas in total knee arthroplasty : a comparison of k-scan sensor and fuji film. *J Biomech*, 32(9) :951–8.
- Hefzy, M. S. et Abdel-Rahman, E. M. (2001). Three-dimensional dynamic anatomical modeling of the human knee joint. Dans Leondes, C. T., éditeur, *Biomechanical Systems : Techniques & Applications, Vol. III, Musculoskeletal Models & Techniques*, chapitre 1. CRC Press, Boca Raton, London, New York, Washington, D.C.
- Herzog, W. et Read, L. J. (1993). Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. *J Anat*, 182 (Pt 2)(0021-8782 (Print)) :213–30.
- Hoff, W. A., Komistek, R. D., Dennis, D. A., Gabriel, S. M., et Walker, S. A. (1998). Three-dimensional determination of femoral-tibial contact positions under in vivo conditions using fluoroscopy. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 13(7) :455–472.
- Horn, B. K. P. (1987). Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions. *Journal of the Optical Society of America A*, 4(4) :629–642.
- Iwaki, H., Pinskerova, V., et Freeman, M. A. (2000). Tibiofemoral movement 1 : the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg Br*, 82(8) :1189–95.

- Kaufman, K. R., Kovacevic, N., Irby, S. E., et Colwell, C. W. (1996). Instrumented implant for measuring tibiofemoral forces. *J Biomech*, 29(5) :667–71.
- Kellis, E. et Baltzopoulos, V. (1995). Isokinetic eccentric exercise. *Sports Med*, 19(3) :202–22.
- Kepple, T. M., Arnold, A. S., Stanhope, S. J., et Siegel, K. L. (1994). Assessment of a method to estimate muscle attachments from surface landmarks : a 3d computer graphics approach. *J Biomech*, 27(3) :365–71.
- Kepple, T. M., Sommer, H. J. r., Lohmann Siegel, K., et Stanhope, S. J. (1998). A three-dimensional musculoskeletal database for the lower extremities. *J Biomech*, 31(1) :77–80.
- Klein Horsman, M. D., Koopman, H. F. J. M., van der Helm, F. C. T., Prose, L. P., et Veeger, H. E. J. (2006). Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. *Clinical Biomechanics*, In Press, Corrected Proof :–.
- Komistek, R. D., Dennis, D. A., et Mahfouz, M. (2003). In vivo fluoroscopic analysis of the normal human knee. *Clin Orthop Relat Res*, (410) :69–81.
- Komistek, R. D., Kane, T. R., Mahfouz, M., Ochoa, J. A., et Dennis, D. A. (2005). Knee mechanics : a review of past and present techniques to determine in vivo loads. *J Biomech*, 38(2) :215–28.
- Komistek, R. D., Stiehl, J. B., Dennis, D. A., Paxson, R. D., et Soutas-Little, R. W. (1998). Mathematical model of the lower extremity joint reaction forces using Kane's method of dynamics. *J Biomech*, 31(2) :185–9.
- Kuster, M., Sakurai, S., et Wood, G. (1995). Kinematic and kinetic comparison of downhill and level walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 10(2) :79–84.
- Kuster, M. S., Wood, G. A., Stachowiak, G. W., et Gächter, A. (1997). Joint load considerations in total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*, 79(1) :109–13.
- Labbe, D., Hagemester, N., Charbonneau, M., et de Guise, J. (2006). Evaluation of the intra- and inter-observer reproducibility of a method for studying three-dimensional knee kinematics. Dans *Ninth Symposium On 3D Analysis Of Human Movement*.
- Lamontagne, M. (1989). *Introduction à la biomécanique*. Université d'Ottawa.

- Li, G., DeFrate, L. E., Park, S. E., Gill, T. J., et Rubash, H. E. (2005). In vivo articular cartilage contact kinematics of the knee : an investigation using dual-orthogonal fluoroscopy and magnetic resonance image-based computer models. *Am J Sports Med*, 33(1) :102–7.
- Li, G., Suggs, J., Hanson, G., Durbhakula, S., Johnson, T., et Freiberg, A. (2006). Three-dimensional tibiofemoral articular contact kinematics of a cruciate-retaining total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 88(2) :395–402.
- Li, J. (1992). *An Integrated Gait Analysis System (QGAIT) for Evaluation of Individual Loading Patterns at Knee Joint during Gait*. PhD thesis, Queen's University, Kingston, Ontario, Canada.
- Magee, D. J. (1997). *Orthopedic Physical Assessment*, chapitre 12, pages 506–508. W.B. Saunders Company, troisième édition.
- Marieb, E. N. (1993). *Anatomie et Physiologie Humaines*, chapitre 8, pages 237–239. ERPI, seconde édition.
- Marin, F. (2000). *Contribution biomécanique à l'étude de l'articulation fémoro-tibiale pendant la marche in vivo*. thèse PhD, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris, France.
- Martelli, S. et Pinskerova, V. (2002). The shapes of the tibial and femoral articular surfaces in relation to tibiofemoral movement. *J Bone Joint Surg Br*, 84(4) :607–13.
- Messier, S. P., DeVita, P., Cowan, R. E., Seay, J., Young, H. C., et Marsh, A. P. (2005). Do older adults with knee osteoarthritis place greater loads on the knee during gait ? a preliminary study. *Arch Phys Med Rehabil*, 86(4) :703–9.
- Messier, S. P., Gutekunst, D. J., Davis, C., et DeVita, P. (2005). Weight loss reduces knee-joint loads in overweight and obese older adults with knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 52(7) :2026–32.
- Mills, P. M. et Barrett, R. S. (2001). Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. *Hum Mov Sci*, 20(4-5) :427–46.
- Minns, R. J. (2005). The role of gait analysis in the management of the knee. *Knee*, 12(3) :157–62.
- Morris, B. A., D'Lima, D. D., Slamin, J., Kovacevic, N., Arms, S. W., Townsend, C. P., et Colwell, C. W. J. (2001). e-knee : evolution of the electronic knee prosthesis. telemetry technology development. *J Bone Joint Surg Am*, 83-A Suppl 2(Pt 1) :62–6.

- Morrison, J. B. (1968). Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint. *Bio-Medical Engineering*, 3 :164–170.
- Morrison, J. B. (1969). Function of the knee joint in various activities. *Biomed Eng*, 4(12) :573–80.
- Morrison, J. B. (1970). The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech*, 3(1) :51–61.
- Nisell, R. (1985). Mechanics of the knee. a study of joint and muscle load with clinical applications. *Acta Orthop Scand Suppl*, 216(0300-8827 (Print)) :1–42.
- Nisell, R., Nemeth, G., et Ohlsen, H. (1986). Joint forces in extension of the knee. analysis of a mechanical model. *Acta Orthop Scand*, 57(1) :41–6.
- Nordin, M. et Frankel, V. H. (2001). *Basic Biomechanics of the musculoskeletal system*, chapitre 7, pages 177–200. Lippincott Williams & Wilkins, troisième édition.
- Nuño, N. et Ahmed, A. M. (2001). Sagittal profile of the femoral condyles and its application to femorotibial contact analysis. *J Biomech Eng*, 123(1) :18–26.
- Nuño, N. et Ahmed, A. M. (2003). Three-dimensional morphometry of the femoral condyles. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(10) :924–32.
- O'Connor, J. J., Shercliff, T. L., Biden, E., et Goodfellow, J. W. (1989). The geometry of the knee in the sagittal plane. *Proc Inst Mech Eng [H]*, 203(4) :223–33.
- Pandy, M. et Shelburne, K. (1998). Theoretical analysis of ligament and extensor-mechanism function in the acl-deficient knee. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 13(2) :98–111.
- Pandy, M. G. (1999). Moment arm of a muscle force. *Exerc Sport Sci Rev*, 27(0091-6331 (Print)) :79–118.
- Patel, V. V., Hall, K., Ries, M., Lotz, J., Ozhinsky, E., Lindsey, C., Lu, Y., et Majumdar, S. (2004). A three-dimensional mri analysis of knee kinematics. *J Orthop Res*, 22(2) :283–92.
- Pearsall, D. J. et Reid, J. G. (1994). The study of human body segment parameters in biomechanics. an historical review and current status report. *Sports Med*, 18(2) :126–40.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis*, chapitres 1-2, 5, pages 3–16. Slack, Inc.

- Pierce, J. E. et Li, G. (2005). Muscle forces predicted using optimization methods are coordinate system dependent. *J Biomech*, 38(4) :695–702.
- Pierrynowski, M. R. (1995). Analytic representation of muscle line of action and geometry. Dans Allard, P., éditeur, *Three-Dimensional Analysis of Human Movement*, chapitre 11. Human Kinetics.
- Pinskerova, V., Iwaki, H., et Freeman, M. A. (2000). The shapes and relative movements of the femur and tibia at the knee. *Orthopade*, 29 Suppl 1 :S3–5.
- Pinskerova, V., Johal, P., Nakagawa, S., Sosna, A., Williams, A., Gedroyc, W., et Freeman, M. A. R. (2004). Does the femur roll-back with flexion ? *J Bone Joint Surg Br*, 86(6) :925–31.
- Platzer, W. (2001). *Anatomie – tome 1 : appareil locomoteur*, chapitre 4, pages 189–211. Flammarion Medecine-Sciences.
- Prilutsky, B. I., Isaka, T., Albrecht, A. M., et Gregor, R. J. (1998). Is coordination of two-joint leg muscles during load lifting consistent with the strategy of minimum fatigue ? *J Biomech*, 31(11) :1025–34.
- Provenzano, P. P., Martinez, D. A., Grindeland, R. E., Dwyer, K. W., Turner, J., Vailas, A. C., et Vanderby, R. J. (2003). Hindlimb unloading alters ligament healing. *J Appl Physiol*, 94(1) :314–24.
- Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., Lundberg, A., Nigg, B. M., Murphy, N., Stacoff, A., et Stano, A. (1997). Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking : external vs. skeletal markers. *Gait & Posture*, 6(2) :98–109.
- Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., Nigg, B. M., Lundberg, A., et Murphy, N. (1997). Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *J Biomech*, 30(7) :729–32.
- Rohrle, H., Scholten, R., Sigolotto, C., Sollbach, W., et Kellner, H. (1984). Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking. *J Biomech*, 17(6) :409–24.
- Sati, M., de Guise, J. A., Larouche, S., et Drouin, G. (1996). Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee. *The Knee*, 3(3) :121–138.
- Schipplein, O. D. et Andriacchi, T. P. (1991). Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *J Orthop Res*, 9(1) :113–9.
- Seireg, A. et Arvikar, R. J. (1973). A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system. *J Biomech*, 6(3) :313–26.

- Seireg, A. et Arvikar, R. J. (1975). The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *J Biomech*, 8(2) :89–102.
- Shelburne, K. B. et Pandy, M. G. (1997). A musculoskeletal model of the knee for evaluating ligament forces during isometric contractions. *J Biomech*, 30(2) :163–76.
- Shelburne, K. B., Pandy, M. G., Anderson, F. C., et Torry, M. R. (2004). Pattern of anterior cruciate ligament force in normal walking. *J Biomech*, 37(6) :797–805.
- Shelburne, K. B., Pandy, M. G., et Torry, M. R. (2004). Comparison of shear forces and ligament loading in the healthy and acl-deficient knee during gait. *J Biomech*, 37(3) :313–9.
- Shimba, T. (1984). An estimation of center of gravity from force platform data. *J Biomech*, 17(1) :53–60.
- Silva, M. P. T. et Ambrosio, J. A. C. (2004). Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data. *Gait Posture*, 19(1) :35–49.
- Smidt, G. L. (1973). Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *J Biomech*, 6(1) :79–92.
- Taylor, S. J. et Walker, P. S. (2001). Forces and moments telemetered from two distal femoral replacements during various activities. *J Biomech*, 34(7) :839–48.
- Taylor, S. J., Walker, P. S., Perry, J. S., Cannon, S. R., et Woledge, R. (1998). The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry. *J Arthroplasty*, 13(4) :428–37.
- Taylor, W. R., Heller, M. O., Bergmann, G., et Duda, G. N. (2004). Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing. *J Orthop Res*, 22(3) :625–32.
- Thambyah, A., Goh, J. C. H., et De, S. D. (2005). Contact stresses in the knee joint in deep flexion. *Med Eng Phys*, 27(4) :329–35.
- Thambyah, A., Pereira, B. P., et Wyss, U. (2005). Estimation of bone-on-bone contact forces in the tibiofemoral joint during walking. *Knee*, 12(5) :383–8.
- van Eijden, T. M., Kouwenhoven, E., Verburg, J., et Weijs, W. A. (1986). A mathematical model of the patellofemoral joint. *J Biomech*, 19(3) :219–29.
- Vaughan, C., Davis, B., et O'Connor, J. (1992). *Dynamics of human gait*. Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois.

von Eisenhart-Rothe, R., Siebert, M., Bringmann, C., Vogl, T., Englmeier, K.-H., et Graichen, H. (2004). A new in vivo technique for determination of 3d kinematics and contact areas of the patello-femoral and tibio-femoral joint. *J Biomech*, 37(6) :927–34.

Walker, P., Yildirim, G., Sussman-Fort, J., et Klein, G. (2006). Relative positions of the contacts on the cartilage surfaces of the knee joint. *Knee*, (0968-0160 (Print)).

Walker, P. S., Rovick, J. S., et Robertson, D. D. (1988). The effects of knee brace hinge design and placement on joint mechanics. *J Biomech*, 21(11) :965–74.

Weisstein, E. W. (2002). Least squares fitting–polynomial. From MathWorld–A Wolfram Web Resource.

White, S. C., Yack, H. J., et Winter, D. A. (1989). A three-dimensional musculoskeletal model for gait analysis. anatomical variability estimates. *J Biomech*, 22(8-9) :885–93.

Williams, A. et Logan, M. (2004). Understanding tibio-femoral motion. *Knee*, 11(2) :81–8.

Wimmer, M. A. et Andriacchi, T. P. (1997). Tractive forces during rolling motion of the knee : implications for wear in total knee replacement. *J Biomech*, 30(2) :131–7.

Wretenberg, P., Ramsey, D. K., et Nemeth, G. (2002). Tibiofemoral contact points relative to flexion angle measured with mri. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17(6) :477–85.

Zajac, F. E., Neptune, R. R., et Kautz, S. A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking. part i : introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait Posture*, 16(3) :215–32.

Zajac, F. E., Neptune, R. R., et Kautz, S. A. (2003). Biomechanics and muscle coordination of human walking : part ii : lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait Posture*, 17(1) :1–17.

Zatsiorsky, V. M. (2002). *Kinetics of Human Motion*, chapitre 5, pages 365–454. Human Kinetics.